

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TOMOSENTEZ GÖRÜNTÜLEMEDE SİDDON ALGORİTMASI
KULLANILARAK ART ve SART YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Nur ŞENER

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

EYLÜL 2013

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**TOMOSENTEZ GÖRÜNTÜLEMEDE SİDDON ALGORİTMASI
KULLANILARAK ART ve SART YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Nur ŞENER
(504091416)**

Elektronik ve Haberleşme Mühendisliği Anabilim Dalı

Biyomedikal Mühendisliği Programı

Tez Danışmanı: Yrd. Doç. Dr. İsa YILDIRIM

EYLÜL 2013

İTÜ, Fen Bilimleri Enstitüsü'nün 504091416 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi **Nur ŞENER**, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı **“TOMOSENTEZ GÖRÜNTÜLEMEDE SİDDON ALGORİTMASI KULLANILARAK ART ve SART YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI ”** başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Yrd. Doç. Dr. İsa YILDIRIM**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Prof. Dr. Sedef KENT**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Yrd. Doç. Dr. Hazım Kemal EKENEL
İstanbul Teknik Üniversitesi

Teslim Tarihi : **03 Mayıs 2013**
Savunma Tarihi : **18 Eylül 2013**

Sevgili aileme,

ÖNSÖZ

Öncelikle tez danışmanlığımı sürdüren Yrd. Doç. Dr. İsa YILDIRIM'a bu süreçte verdiği destekten dolayı teşekkürü borç bilirim. İstanbul Teknik Üniversite'sinde yüksek lisans eğitimime katkıda bulunan diğer hocalarıma, çok değerli paylaşımlarda bulunduğumuz sınıf arkadaşlarıma, tezimin hazırlık aşamasında çok emeği geçen Emine Can'a ve desteğini hiçbir zaman esirgemeyen aileme sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Eylül 2013

Nur ŞENER
Elektrik Elektronik Mühendisi

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ.....	vii
İÇİNDEKİLER	ix
KISALTMALAR	xi
ÇİZELGE LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xv
ÖZET.....	xvii
SUMMARY	xix
1. GİRİŞ	1
1.1 Meme Kanseri	1
1.2 Literatür Araştırması	5
1.3 Hipotez	8
2. GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ.....	9
2.1 Amaç	9
2.2 Mamografi Görüntüleme	9
2.3 Ultrason Görüntüleme	13
2.4 Tomosentez Görüntüleme	15
3. GERİ ÇATMA YÖNTEMLERİ.....	19
3.1 Kaydır ve Ekle Yöntemi.....	19
3.2 Süzgeçlenmiş Geri İzdüşüm.....	20
4. METOT.....	23
4.1 Siddon Algoritması	23
4.2 Cebirsel Geri Çatım Tekniği	27
4.3 Eş Zamanlı Cebirsel Geri Çatım Tekniği	29
5. SONUÇLAR	31
5.1 Amaç ve Kullanılan Yöntemler.....	31
5.2 İlk Aşama: Siddon Algoritması ile Radyolojik Yolun Hesaplanması.....	31
5.3 İkinci Aşama: Cebirsel Geri Çatım Tekniklerinin Uygulanması	32
5.4 Üçüncü Aşama: Sonuçların Karşılaştırılması	34
5.4.1 Farklı açı-sabit projeksiyon için sonuçların karşılaştırılması	35
5.4.2 Sabit açı-farklı projeksiyon için sonuçların karşılaştırılması.....	42
6. TARTIŞMA VE ÖNERİLER	49
KAYNAKLAR	51
ÖZGEÇMİŞ.....	55

KISALTMALAR

ART	: Algebraic Reconstruction Technique
CGT	: Cebirsel Geriçatım Tekniği
CNR	: Contrast to Noise Ratio
ECGT	: Eş zamanlı Cebirsel Geriçatım Tekniği
FBP	: Filtered Back Projection
MSSIM	: Mean Structural Similarity Index Map
RMSE	: Root Mean Squared Error
SART	: Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique
SSE	: Sum Squared Error
SSIM	: Structural Similarity Index
TV	: Toplam Varyasyon

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 5.1 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için geri çatılan görüntü sonuçları	36
Çizelge 5.2 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için MSSIM değerleri.....	38
Çizelge 5.3 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR değerleri	40
Çizelge 5.4 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için geri çatılan görüntü sonuçları.	42
Çizelge 5.5 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için MSSIM değerleri	45
Çizelge 5.6 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için CNR değerleri.....	45
Çizelge 5.7 : CGT ve ECGT için iterasyon sayıları ve iterasyon süreleri	47

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : Türkiye kanser insidansları	3
Şekil 1.2 : En sık görülen kanserler, yaşa standardize hızları	3
Şekil 1.3 : Kadınlarda en sık görülen beş kanserlerin dağılımı, yaşa standardize hızları	4
Şekil 1.4 : Kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün insidansı	4
Şekil 1.5 : Erkeklerde en sık görülen 10 kanser türünün insidansı.....	5
Şekil 2.1 : Dijital mamografi sisteminin basit bileşenleri	11
Şekil 2.2 : X ışını üretimi.....	13
Şekil 2.3 : Ultrason ile meme görüntüleme	14
Şekil 2.4 : Tomosentez görüntünün elde edilme şeması.....	17
Şekil 2.5 : Tomosentez cihazı.....	17
Şekil 3.1 : Kaydır ve ekle yöntemi	20
Şekil 3.2 : Radon dönüşümü.....	21
Şekil 3.3 : θ açılı izdüşümün $p\theta(t)$ Fourier dönüşümü.....	21
Şekil 4.1 : Izgara üzerinde ışının aldığı mesafe ve parametrelerinin gösterimi.....	24
Şekil 4.2 : Ağırlık matrisi wij 'nin hesaplanması	28
Şekil 5.1 : Radyolojik yol için Siddon algoritmasının blok diyagramı	32
Şekil 5.2 : Geri çatım teknikleri için akış diyagramı	34
Şekil 5.3 : Shepp Logan fantomu	35
Şekil 5.4 : CGT ile farklı açı-20 projeksiyon için iterasyon sayısı ve RMSE	37
Şekil 5.5 : ECGT ile farklı açı-20 projeksiyon için iterasyon sayısı ve RMSE	37
Şekil 5.6 : CGT ile farklı açı-20 projeksiyon için MSSIM grafikleri.....	39
Şekil 5.7 : ECGT ile farklı açı-20 projeksiyon için MSSIM grafikleri	39
Şekil 5.8 : CGT için farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR grafiği	41
Şekil 5.9 : ECGT için farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR grafiği	41
Şekil 5.10 : CGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için iterasyon sayısı ve RMSE	43
Şekil 5.11 : ECGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için iterasyon sayısı ve RMSE.	43
Şekil 5.12 : CGT ile 120°'de farklı projeksiyonlarda MSSIM grafikleri	44
Şekil 5.13 : ECGT ile 120°'de farklı projeksiyonlarda MSSIM grafikleri	44
Şekil 5.14 : CGT için 120°'de farklı projeksiyonlarda CNR grafiği.....	46
Şekil 5.15 : ECGT için 120°'de farklı projeksiyonlarda CNR grafiği	46

TOMOSENTEZ GÖRÜNTÜLEMEDE SİDDON ALGORİTMASI KULLANILARAK ART ve SART YÖNTEMLERİNİN KARŞILAŞTIRILMASI

ÖZET

Meme kanseri kadınlarda görülen en yaygın kanser türüdür. Araştırmalara göre dünyadaki her 9 kadından biri meme kanseri tehdidi altında yaşamakta ve kadınlarda ölüm sebepleri arasında ilk sıralarda yer almaktadır. Memedeki tümörün erken teşhis edilmesi, mortalite oranını azalttığı için, meme görüntüleme sistemlerinin geliştirilmesi, etkili ve yaygın kullanılması önem taşımaktadır. Mamografi, memedeki tümörü algılamada yaygın olarak kullanılan bir görüntüleme tekniğidir. Fakat mamografi, geleneksel radyografide olduğu gibi, son görüntüde projeksiyonların üst üste binmesinden dolayı tümörlü bölgeyi tam olarak algılayamamaktadır. Dijital meme tomosentezi, lezyonların sınırını belirlemede ve yoğun meme dokusu olan kadınlarda göğüs kanserinin teşhis edilmesinde dijital mamografiden daha iyi olduğunu ispatlamıştır. Dijital meme tomosentezi, çalışma prensibi açısından dijital mamografiye benzemektedir. 3 boyutlu meme görüntüsü mamografi cihazında olduğu gibi x ışını c-kollu tarama sistemi ile yapılır. Sınırlı açıda, kısa süre içerisinde, kesitsel veri setleri oluşturulur. Ayrıca tomosentez görüntüleme hastaya düşük dozlu bir tarama yapılmaktadır.

Tomosentez sisteminde, sınırlı açı probleminden dolayı imgenin yeniden elde edilmesi için, klasik filtrelenmiş geri çatım tekniklerinin yanı sıra yinelemeli geri çatım teknikleri de kullanılmaktadır. Bu çalışmada Siddon'un ışın izleme algoritması kullanılarak, cebirsel geri çatım ve eş zamanlı cebirsel geri çatım teknikleri uygulanmıştır. Geri çatım sonuçları RMSE, CNR ve MSSIM parametreleri baz alınarak, başarımları açısından kıyaslanmıştır. Algoritmalar MATLAB ortamında yazılmıştır.

COMPARISON of ART and SART METHODS USING SIDDON ALGORITHM in TOMOSYNTHESIS IMAGING

SUMMARY

Breast cancer is a type of tumor formation which occurs in mammary glands and milk ducts caused by gene mutations and genetic predispositions. It is the most encountered type of cancer among women in Turkey ranking the first place with the highest mortality rate over age 45. The treatment success increases by early diagnosis with mammography screening.

The quality of detection is increased with hardware improvements in mammography i.e. the transition from screen-film to digital form. However, the structure of the breast tissue requires more technical enhancements to detect tumors smaller than 1cm avoiding detrimental effects of ionizing radiation. The acquisition of one slice at one exposure results in excessive patient dose and long acquisition time. Therefore the acquisition duration and radiation dose are the main constraints which should be optimal minimum.

The developments of mammography reduced the mortality rate, so these lead to research more advanced technology. Mammography is widely used method to detect the tumors. However, as well as conventional mammography, the final image is not fully detected tumor region due to overlap problems. In addition the developments of new detector technologies, recent applications are ongoing such as tomosynthesis.

Limited number of methods, such as digital tomosynthesis are introduced by Grant (1972) to overcome these limitations of 3D imaging of conventional tomography. Tomosynthesis gives an arbitrary number of tomographic planes with limited angle acquisition in a short exposure time. This method is particularly important as it improves the detection and characterization of lesions in overlying dense tissue in breasts.

Tomosynthesis has the depth localization ability, improved conspicuity and contrast. Digital breast tomosynthesis, in terms of the principles of operation is similar to digital mammography. 3D breast imaging is done as digital mammography with C-arm scanning system. The image from plane of interest is obtained by moving the x ray tube above the object. Tomosynthesis overcomes the limited angle scanning problems with running reconstruction algorithms in the background.

Several reconstruction algorithms are being used in tomosynthesis. The earliest common reconstruction method is known as shift and add (SAA) method which is based on the fact of summation of the projections acquired by different positions of x-ray source and detector with predefined amount of shifting that brings sharp focus in plane of interest. The main drawbacks are to obtain the precise shifting and the motion artefacts disturbing the alignment.

The other methods are matrix inversion tomosynthesis (MITS), filtered backprojection (FB) and algebraic methods which have particularly important role in limited view of angle tomography.

In MITS, deblurring is done with solving matrix algebra by predefining a blurring function for all planes except the tomosynthesized one. FB method requires sufficient number of projection with low noise level to recover the 3D images. In this manner, iterative algebraic reconstruction techniques are superior to FB with noise removal and less data requirement.

Algebraic reconstruction techniques (ART) are based on an iterative distribution of calculated intensities over the reconstruction space. Calculated densities are modified after each iteration and every density is spread out reconstruction space. So algebraic reconstruction technique changes the values of the pixels on the intersections with rays in order to make the ray sum subtend to the measured projection.

The simultaneous reconstruction technique (SART) is a modified version of ART in which the computation is done after all ray projections are finished for a definite angle. In contrast to algebraic reconstruction technique, the grid correction is not made ray by ray. The pixels are updated after the computation of the whole projection image at a definite angle. This means error correction is made simultaneously for all rays at a specific projection. For one iteration error acquired for the first ray is calculated and saved in a correction array. And the second error is calculated then saved the same correction array. These steps are done for all rays then the correction array is added on the image array.

The main goal of this project is to analyse the quality of the images obtained utilizing ART and SART after the application of ray tracing algorithm of Siddon (1984). The ray tracing algorithm of Siddon is a fast calculation method of the voxel indices which are intersected by a specific ray giving the weighting parameters for ART. This approach provides to determine the exact radiological path fast and accurately. So it is preferred in many studies of medical imaging area.

The project consists of three steps: First step is the calculation of radiological path and weighting parameters are obtained by modification of Siddon algorithm from 3D to 2D. In the second step, reconstruction techniques were applied with different angle limitation and number of rays. RMSE (Root Mean Square Error), MSSIM (Mean Structural Similarity Index) and CNR (Contrast to Noise Ratio) were the metrics used to compare the reconstructed images from both reconstruction techniques.

RMSE (Root Mean Square Error) parameter is used for measuring of the difference between original image and reconstructed image. Root of the square of this difference is calculated by dividing total pixel numbers in the image.

Another metric is the MSSIM (Mean Structural Similarity Index) and it is used for comparing the structural similarity between two images. The SSIM index can be seen as a quality measurement for one of the images. Original and reconstructed images are compared according to structural similarity parameter which is composed of luminance, contrast and structure comparisons. Mean of this SSIM parameter gives the MSSIM value so this means to us whether similarities of two images or not. MSSIM parameter must be between zero and one. If the perfect similarity is obtained, MSSIM value is equal to 1.

As a last parameter, CNR (Contrast to Noise Ratio) which is used to evaluate the value of the selected signal region of interest for measuring the contrast relative to the background noise of the signal of interest. It is based on subtraction of reconstructed image from mean of the background value for reconstructed image and the ratio of the standard deviation of the difference between both of the background value of reconstructed image and original image. If the CNR value is gradually increasing, outcomes are acceptable for rising angle ranges and projections.

The number of iterations and reconstruction time were taken as essential criterias of evaluating the performance. All the computations were performed in Matlab. Shepp Logan phantom was used as a standard test image in reconstruction techniques.

According to the results, it is observed that RMSE value decreases as CNR increases. Reconstructed images were acquired close to the originals. Calculation time is in acceptable range. And also SART methods are faster than ART in terms of iteration time.

1. GİRİŞ

1.1 Meme Kanseri

Meme kanseri, süt bezlerinde veya sütü meme başına taşıyan kanallarda, birçok etken sonucu gelişen tümöral bir oluşumdur. Meme kanserine etki eden bu faktörler net olarak bilinmemekte fakat yüksek olasılıkla genetik yatkınlık oluşturan gen mutasyonları olduğu düşünülmektedir.

Meme Kanseri, kadınlarda en sık görülen kanser tipi olup, kadın kanserlerinin %23'ünü teşkil etmektedir. Dünya sağlık örgütünün (WHO) 1990 yılında yaptığı çalışmada, 796.000 yeni meme kanserli olgu ve 314.000 meme kanserinden ölüm saptanmıştır. Dünya sağlık örgütüne bağlı Uluslararası kanser araştırma ajansı- (International Agency on Cancer for Research-IARC) tarafından 2002 yılında yapılan araştırmaya göre, 1.152.000 yeni meme kanserli olgu ve 411.000 meme kanserinden ölüm saptanmıştır. Tahminlere göre, 2010 yılında meme kanserli yeni hasta sayısı 1.500, meme kanserinden kaybedilecek hasta sayısı 500.000 olacaktır. ABD'de son 25 yıl içinde meme kanserine yakalanmada görülen sıklık ve mortalite oranı % 50 civarında azalmıştır. Bu oranın azalması erken tanı yapılmasına bağlanmaktadır. Meme kanserli hastalarda tüm evrelere göre 5 yıllık sağ kalım oranları, gelişmiş ülkelerde %83 iken, gelişmekte olan ülkelere de bu oran % 53 olarak bildirilmektedir [1].

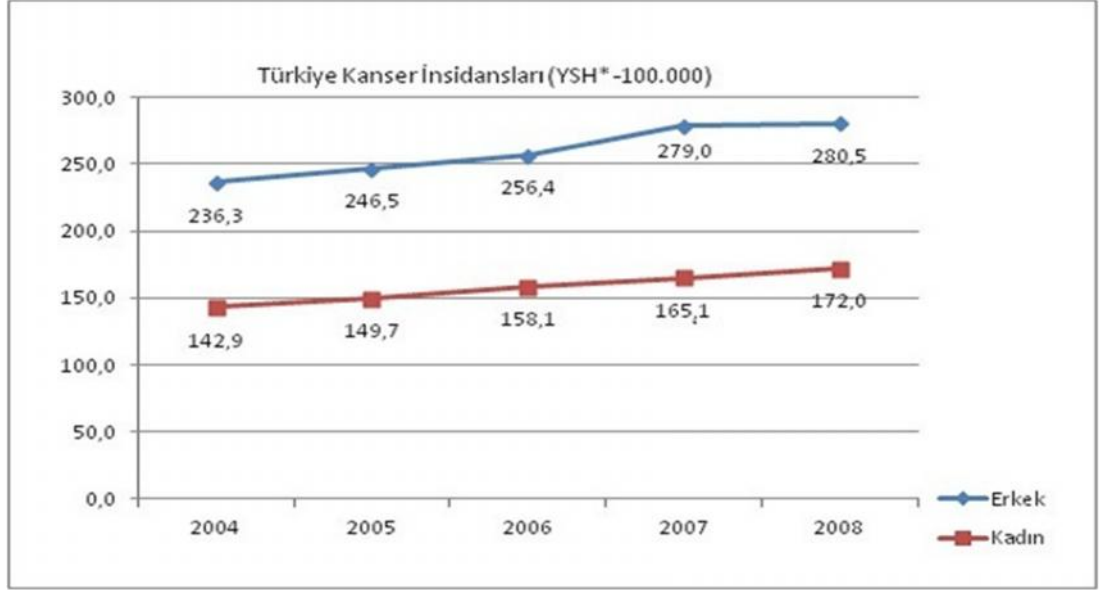
Türkiye'de de meme kanseri kadınlarda en sık rastlanan kanser türü olup, sıralamada yüzde 41,6 oranındadır. Bunu 15,3 tiroid, 13,5 kolorektal, 8 mide, 8,7 uterus korpusu, 8,4 trakea, akciğer ve bronş, 6,5 over, 4,7 non-hodgking lenfoma, 4,4 uterus serviksi, 4,2 beyin ve diğer sinir sistemi kanseri takip etmektedir. Kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün insidansı Şekil 1.4'de görülmektedir. Sağlık Bakanlığı Kanser Kontrol Birimi'nden alınan verilere göre, erkeklerde en sık görülen kanser türleri arasında meme kanseri yer almamaktadır. Türkiye'de her 100.000'de en sık görülen kanser türünün insidansı içerisinde 69.8 oranı ile trakea, akciğer ve bronş kanserleri olduğu Şekil 1.5'te görülmektedir.

Ülkemizde yapılan ‘Kanser Kayıt ve İnsidans Projesi’ kapsamında 2008 yılında, belirlenen 9 ilden (Ankara, Antalya, Bursa, Edirne, Erzurum, Eskişehir, İzmir, Samsun, Trabzon) alınan kayıtlarla toplanan kanser kayıt merkezinin verileri Şekil 1.1, 1.2 ve 1.3’te görülmektedir [44].

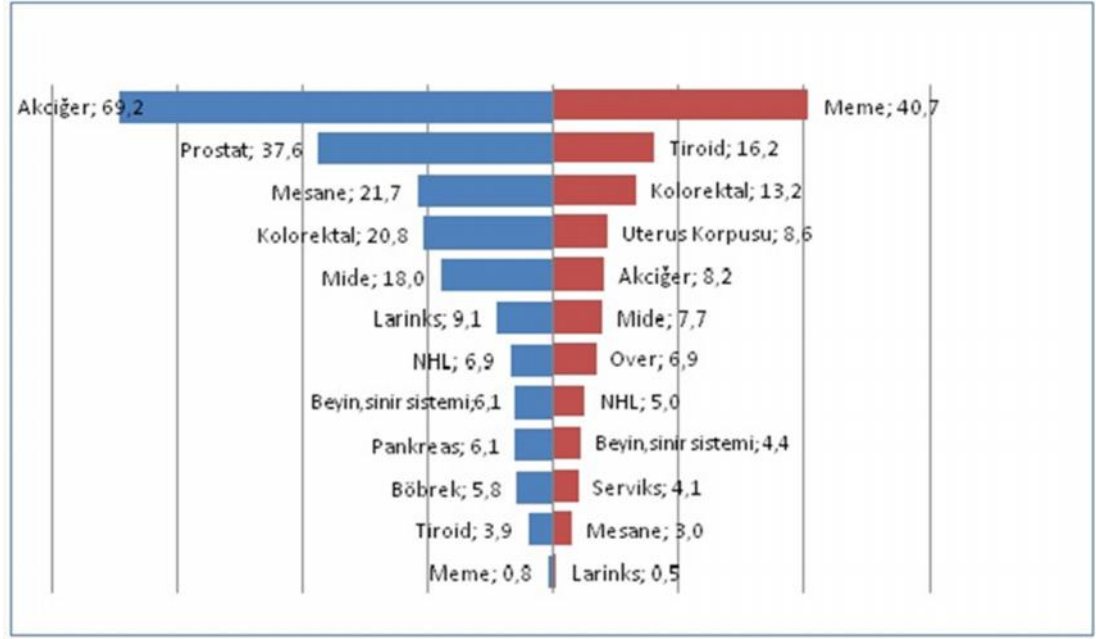
2005 yılında Türkiye’de meme kanseri, çoğunlukla 45 yaş üzeri kadınlarda olmak üzere %22 oranında olduğu ve 2030 yılında bu oranın %32’ye çıkacağı tahmin edilmektedir. Artan genç nüfusla beraber, şu anda avantaj olarak görülen durum, gelecek yıllarda Türkiye’nin daha yaşlı bir nüfus yapısına sahip olmasıyla, özellikle 45 yaş üzeri grupta bu oran artış gösterecektir. Bu, Türkiye’nin kanser insidansını etkileyen diğer önemli risk faktörlerine ek olarak, gelecek yıllarda dikkate alınması gereken, kanser kontrol programları içine girmesi gerektiği durumunu ön plana çıkarmaktadır [3].

Dünya sağlık örgütü, 2004 yılında yaş, cinsiyet ve ölümler için yaptığı istatistiklerde, dünyada 30 yaş üzeri kadınlar için, kanser tiplerinden ölümlerde meme kanserinin birinci sırada geldiğini göstermektedir. 2004 yılı tahminlerine göre, yüksek gelirli ülkelerde meme kanserinden ölüm oranı % 31 iken, az gelişmiş ülkelerde bu oran %69 dur. Öte yandan, meme kanseri insidansı da çok farklı değildir. Yüksek gelirli ülkelerde % 44 iken, düşük gelirli ülkelerde bu oran % 56’dır [4]. Bu nedenle, meme kanserinde erken teşhis sağlayan mamografi görüntülemenin tedavi maliyetini ve ölüm oranını düşürmesinden dolayı devlet tarafından desteklenmesi gerektiği açıktır. Batı Avrupa, Amerika, Avusturalya’da yaşayan kadınlar için, 1970’lerde başlayan bu konudaki sağlık düzenlemeleri, meme kanserinden hayatta kalmalarının nedenidir. 2005 yılında Türkiye’de ücretsiz meme kanseri görüntülemeye yapılan en son düzenlemelerin olumlu etkileri ile, 2007-2009 yılları arasında yapılan mamografi inceleme sayısının % 59’a çıktığı gözlemlenmiştir [5].

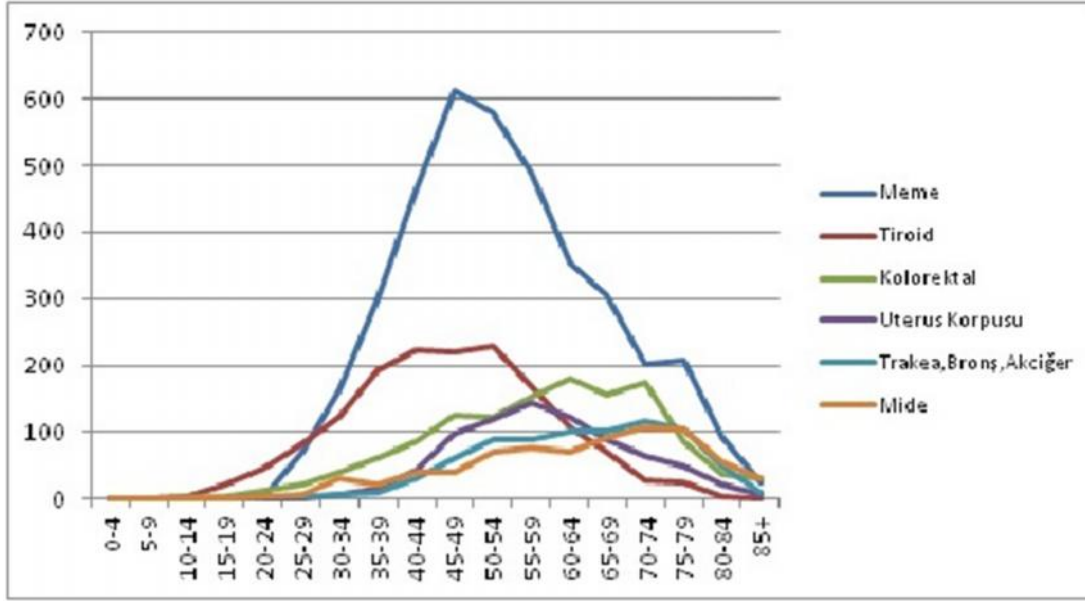
Meme Kanserinden ölüm oranının düşürülmesi ve hastalığın erken teşhis edilmesi için dikkat edilmesi gereken unsurlar vardır. Örneğin Kendi Kendine Meme Muayenesi (KKMM) ve Klinik Meme Muayenesi (KMM) ile Mamografi, Ultrasonografi, Manyetik Rezonans (MR), Tomosentez gibi tarama yöntemlerinin kullanılması önemlidir [6].



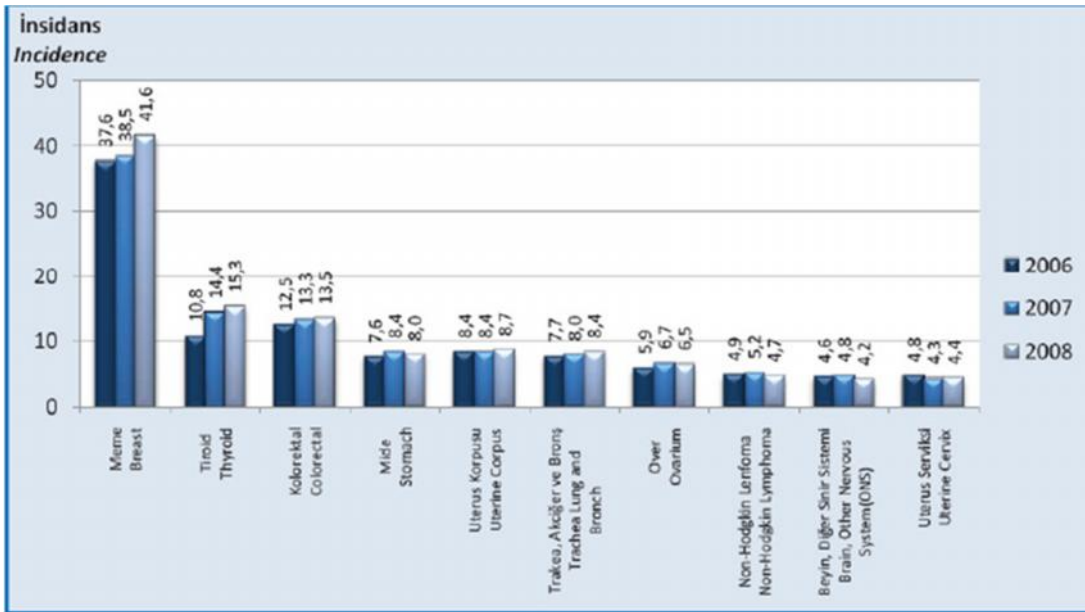
Şekil 1.1 : Türkiye kanser insidansları, YSH (Yaşa Standardize Hız), Türkiye, 2008.



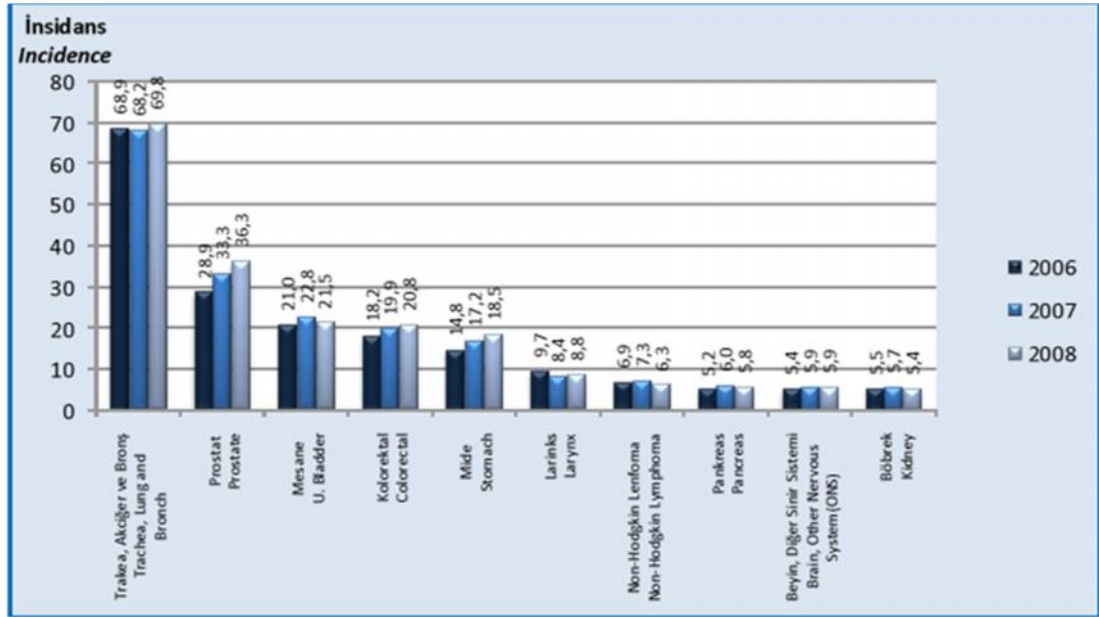
Şekil 1.2 : En sık görülen kanserler, yaşa standardize insidans hızları, Türkiye, 2008.



Şekil 1.3 : Kadınlarda en sık görülen beş kanserin dağılımı, YÖH (Yaşa Özel Hız).



Şekil 1.4 : Kadınlarda en sık görülen 10 kanser türünün insidansı.



Şekil 1.5 : Erkeklerde en sık görülen 10 kanser türünün insidansı.

1.2 Literatür Araştırması

Meme Kanserinde mamografi görüntüleme, en bilinen ve güvenilir yöntemdir. Ancak meme, vücudun radyo ışınlarına en duyarlı parçasıdır. Bu yüzden teşhis sırasında en uygun görüntü kalitesini elde etmek için en düşük radyasyon düzeyi uygulanmalıdır. Mamogramda görüntü kalitesini etkileyen bir çok fiziksel faktör vardır. Örneğin, saçılmalı radyasyon, memenin hareketinden kaynaklanan işlem hatası ve sıkıştırma gibi faktörler görüntü kalitesini etkilemektedir. Bunun yanı sıra genç yaşlarda oluşan meme tümörleri, aktif süt bezlerinin yoğun yapısından dolayı ayırt edilemeyebilir. Görüntü işleme algoritmaları ve dedektör elektronikleri bu faktörlerin üstesinden gelmek ve daha kaliteli görüntüler elde etmek için önemli bir araştırma alanıdır [7].

Mamografinin tarihi 1913 yılına kadar uzanmaktadır. Albert Salomon, yardımcı lenf düğümlerinde tümör yayılmasını göstermek üzere mastektomi örnekleri üzerinde radyografi çalışmaları yapmıştır. Bu çalışmayla yüksek infiltratif kanser hücrelerini çevre kanser hücrelerinden radyografik olarak ayırabileceğini göstermiştir. 1930'lu yıllarda, görüntüleme ve iyi huylu meme hücrelerini kanserli hücreden ayırmayla ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalarda, röntgen metodunun gelişmesinin meme patolojisinin erken evrelerde teşhisinde önemli olduğunu önermektedir.

1940'lı yıllara kadar cerrahlar, mamografinin ilk fikrini başlatan x ışını ile meme görüntüleme denemeleri yapmıştır ve bu süreç mamografinin gelişim sürecinin ilk evresi olarak kabul edilmektedir.

1950'lere gelindiğinde görüntü kontrastını etkileyen fiziksel faktörler ortaya çıktı ve 1953'de Paul Leborgne memeyi sıkıştırmanın görüntü kalitesi üzerindeki etkisini farkettiler.

Röntgenin 1895'ten beri bilinmesine rağmen, 1960'lara kadar memenin yumuşak doku röntgenografisinde çekilen mamografi tekniği hakkında spesifik bir bilgi yoktu. 1960 yılında Robert L. Egan, endüstriyel filmde kullanılan, kolaylıkla yeniden üretilen, yüksek mili-amper ve düşük kilo-voltaj mamografi teknikleri anlattı.

Mayıs 1963'te, Amerika Birleşik Devletleri Halk Sağlığı Servisinin kanser kontrol programı tarafından desteklenen bir konferansta, Egan tarafından geliştirilen mamografi iyi ve kötü huylu lezyonları birbirinden ayırabilen ve asemptomatik kadınlarda kanser görüntüleme için kullanılabilecek yararlı ve kullanışlı bir teknik olarak kabul edildi.

1940-1970 yılları arası cerrahlardan sonra radyologların da mamografinin gelişim sürecine katılması, mamografide ikinci evrenin başlamasını sağlamıştır [7].

20.yüzyılın son çeyreğinde, özellikle dedektör ve film teknolojilerindeki hızlı gelişmeler mamografinin üçüncü evresinin başlamasını sağlamıştır. Radyologların yanı sıra, özel şirketler de bu gelişmeye katılmıştır. DuPont firması, kendi ekran-film mamografi sistemini ve ekran ile filmi bir arada tutmak için vakum oluşturmada kullanılan cihazı pazarlayan ilk firmadır. Eastman Kodak firması, kendi ekran-film mamografi birimini ve vakum kaset mamografisini 1970'lerde pazarlayarak bunu takip eden bir diğer firmadır. İsveç ve Amerika'da mamografi cihazlarının halk sağlığı için kullanılmaya başlanmasıyla erken teşhisin mortalite oranlarını azalttığı görülmüştür [8-9].

Ekran-film mamografisi X ışınlarını absorbe eden ve onları ışığa çeviren floresan ekranı kullanarak bunu fotografik film olarak kaydeder. Bu günümüzde meme görüntü kalitesine referans olmaktadır. Dijital X ışını konusunda artan gelişmeler, ekran-film mamografisinin yerini meme kanseri tespitinde sınırlı hassasiyeti önleyen dijital mamografinin almasını sağlamıştır. Aslında, memenin x-ray muayenesi, röntgenolojinin analogdan dijitale geçişinde son alanı olmuştur [10].

Dijital mamografide görüntü elde etmenin bilgisayarlaştırılması, izlenmesi ve verinin depolanması bu alanda bir avantaj olmuştur. Son 10 yılın çalışmalarına bakıldığında dijital mamografinin en az ekran film mamografisi kadar hatta daha da fazla oranla bu alanda artışı olmuştur [11-14]. Standart ekran film mamografisine kıyasla daha yüksek kanser teşhis oranı, önemli ölçüde hasta geri çağırma oranının düşüklüğü, yüksek tahmin değeri ve düşük doz gibi avantajları da vardır.

Ekran-film mamografisinde dinamik aralığı, düşük kontrast çözünürlüğü, film gürültüsü, doz-yetersizlik saçılmasının azalması, film işleme artefaktları gibi açılardan sınırlamaları vardır. Dijital mamografi görüntü elde etme, işleme ve göstermede ayırım sağlar ve bu yöntemin en avantajlı yönü her adımı ayrı optimize etmeye olanak sağlamasıdır. Buna ek olarak, bilgisayar destekli teşhis/tanı gibi ileri uygulamalar dijital mamografiye kolay uygulanabilir.

Patras Üniversitesi, Yunanistan, Medikal Fizik departmanı, Biyomedikal Teknoloji Biriminin dijital tomosentezdeki öncü gelişmeler olduğunu ortaya koymaktadır. Özellikle, dijital tomosentezde çoklu projeksiyon algoritması temeline dayanan görüntüleme prototiplerinin tamamlanması ve geçerliliği ile aynı zamanda yeniden elde edilen dilimlerin görüntü kalitesi için geliştirilen teknikler çok önemli katkılar olarak sayılmaktadır. Yapılan bu çalışmadaki amaç, tomografik bulanıklığın giderilmesi için iki farklı yaklaşımın kıyaslanmasıdır. Genelleştirilmiş bir son işleme ve yeniden elde edilen görüntünün alanının gürültü maskesinin çıkartılması temeline dayanan, daha sonra odaklanan alandan çıkartılması ve filtrelenmiş çoklu projeksiyonunun alınması ile yapılmıştır. Gürültü giderme ve filtrelenmiş çoklu projeksiyon alma yöntemlerinin kıyaslanmasında, özellikle ilk metodun heterojen zeminde gömülme olan durumlarda, yeniden elde edilen görüntülerinin kaliteli ve yüksek kontrastlı sonuçları elde edilmiştir [47].

Günümüz uygulamalarında tomosentez görüntülemeye 3 boyutlu görüntüleme yapılmaktadır. Bu işlem 3-4 sn. sürmektedir ve yaklaşık 60-80 görüntü elde edilmektedir. 2 boyutlu film için hastanın aldığı doz ile 3 boyutlu tomosentez görüntülemeye alınan doz yaklaşık aynıdır. Ayrıca 2 boyutlu meme görüntülemeye yapılan kompresyon ihtiyacı da 3 boyutlu tomosentez çekiminde daha azalmaktadır. Buna ek olarak 3 boyutlu görüntüleme de odak dışı dilim bulanıklığı problemi vardır. Bu problem için 'Kaydır-Ekle' yöntemi, cebirsel geri çatım teknikleri kullanılmaktadır.

Örnek bir çalışmada, cebirsel geri çatım tekniği ve toplam varyasyonun minimizasyonun uygulanması ile sonuçların başarımları kıyaslanmıştır. Kıyaslama parametresi olarak kontrast-gürültü oranı seçilmiştir. Sonuçlar değerlendirildiğinde, odak dışı dilim bulanıklığına büyük oranda çözüm getirmiş olduğu, tek başına cebirsel geri çatım tekniğinden ziyade artı uygulanan TV (Toplam Varyasyon) yöntemi ile daha etkili olduğu gözlemlenmiştir [48].

1.3 Hipotez

Meme tomografisinde asıl kısıtlama hastaya verilen yüksek radyasyon dozudur. Tomografik görüntülemelerde iyi bir sonuç elde etmek için dairesel hareket ile tarama yapmak gerekir. Bu dairesel hareket sırasında da mümkün olan en yüksek sayıda ışın yolu elde etmek gerekir. Fakat hastaya verilecek yüksek doz sınırlıdır. Meme dokusunun yapısı nedeniyle ve sınırlı açı ile tarama yapmak gerektiği için yeterli ışın yolu elde edilememektedir dolayısıyla toplanacak veri miktarı kısıtlanmaktadır. Bu yüzden tomosentezde görüntünün yeniden elde edilmesi işlemlerinin iyileştirilmesi gerekir. Bu iyileştirme işlemleri geri çatım algoritmaları ile yapılmaktadır. Tezimde Siddon'nun bilinen ışın izleme algoritmasını kullanarak, geri çatım tekniklerinin uygulanması ve bu tekniklerle elde edilen sonuçların kıyaslama parametreleri baz alınarak niteliksel karşılaştırılması hedeflenmektedir.

2. GÖRÜNTÜLEME SİSTEMLERİ

2.1 Amaç

Günümüzde teknolojinin gelişmesi, tıp alanına da yansımaktadır. Tıp alanındaki gelişmelere paralel olarak biyomedikal cihaz gelişimi de yaygınlaşmaktadır. Görüntüleme sistemleri medikal alanda referans olarak kullanılmaktadır. Meme görüntüleme alanında kullanılan yöntemler hakkında genel bilgi verilmesi, tomosentez uygulamasının hedef konu olarak seçilmesini anlamaya yardımcı olacaktır.

2.2 Mamografi Görüntüleme

Dijital mamografi erken tanı oranını arttırmak ve bunu mümkün olan en düşük X ışını dozu ile gerçekleştirmek amacı ile geliştirilmiştir. Meme kanserini tespiti ve meme lezyonunu karakterizasyonu konusunda geliştirilmek için potansiyele sahiptir [15]. Dijital mamografi ile ekran film mamografisini kıyaslamak için yapılan büyük çaplı çalışmalar sonucunda, özellikle heterojen olan veya oldukça yoğun meme dokusu olan kadınlarda, meme kanserinin teşhisinde dijital mamografinin daha iyi olduğu tahmin edilmektedir [14]. Bu veriler kadın sağlığı ve radyoloji topluluğu arasında dijital mamografi teknolojisinin tartışılmasını canlandırmıştır ve meme merkezlerini dijital mamografi alması konusunda teşvik etmiştir.

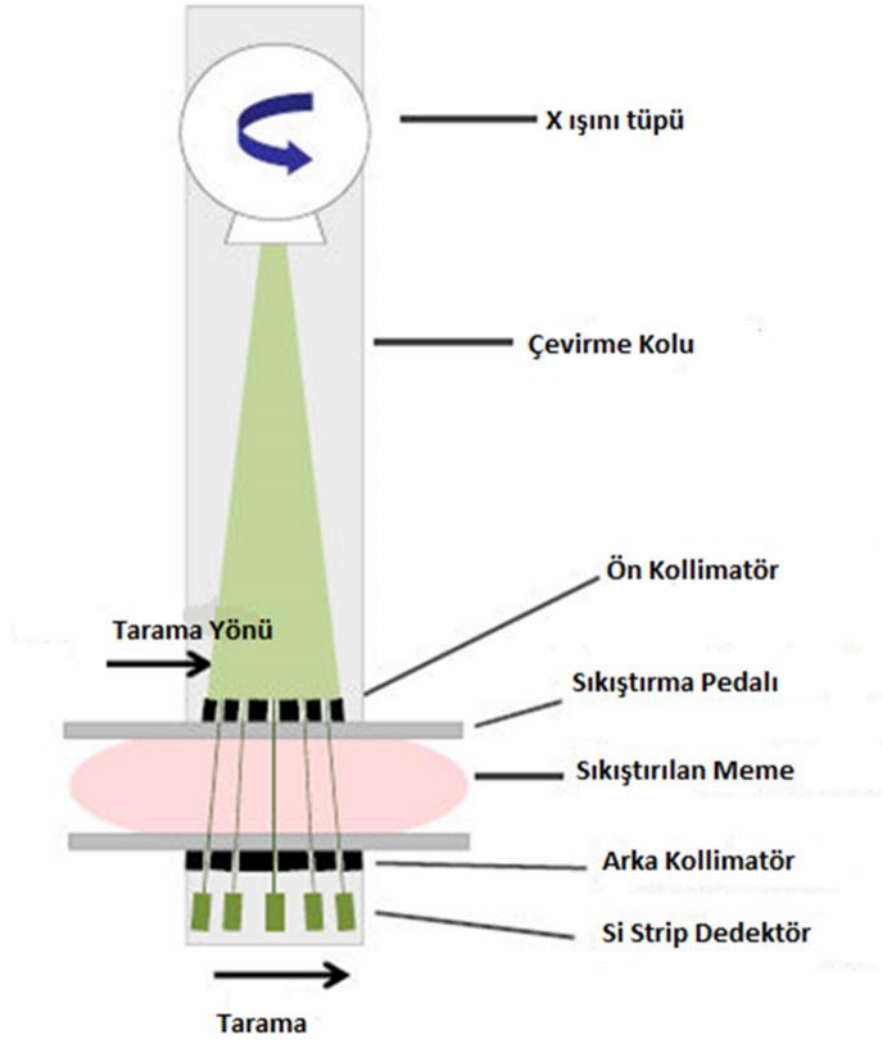
Düşük radyasyon oranı doku hasarı için oldukça önemlidir. Hızla kuvventlenen ekran/film kombinasyonları, fotoelektrik etkileşimlerin katkısının maksimize ederek kontrastı optimize etmek için düşük kV'un (genellikle 25-30 kV) kullanımına izin verdiği için gereklidir.

Mamografi cihazları yapısal bozukluk gösteren memenin, küçük lezyonlarının görüntülenmesi için kullanılmaktadır. Mamografi de yumuşak dokuların incelenmesine olanak sağlayacak şekilde bir yapı bulunmaktadır. Konvansiyonel radyografide kemik, kas ve akciğer, yağ yoğunlukları ile atom ağırlıkları farklı anatomik yapılar oluşturduğu için belirgin bir kontrast oluşturmaktadır.

Yumuşak doku radyografisinde, kas ve yağ gibi yoğunlukları birbirine yakın yapılar görüntülenmektedir [16]. Çok yüksek uzaysal çözünürlük ve kontrast gürültü oranı 1mm çapından oldukça küçük mikrokalsifikasyonları tespit etmek için gereklidir.

Birbirinden uzaklaşan X ışını fotonları hastanın göğsünün üzerine yerleştirilen ve noktasal fokali (odaklanması) ve anotu olan bir kaynak tarafından üretilir. Küçük odak nokta ve X ışını kaynağından memeye büyük bir mesafe, ölçülemeyecek kadar küçük bir nokta olarak kaynak modeli için uygun olduğu anlamına gelmektedir ve ışın sıkıştırılmış memeye yönlendirilir. Bu ışın alüminyum veya ona eşit bir filtre ile düşük enerji fotonlarını kaldırmak için filtrelendirir. Böylelikle hastanın gereksiz ışınlarla maruz kalması azaltılır. Işın, kollimator yardımıyla ilgili alana odaklanır. Meme sıkıştırma hastayı rahatsız eden önemli bir sorundur ama bu yöntem, görüntü üzerinde daha düzgün meme kalınlığı, film kalınlığı veya dinamik aralığı elde etme, hareket artifaktini önleme, saçılma radyasyonunu azaltma gibi avantajlar sağlamaktadır. Bu, kontrast duyarlılığını geliştirir, göğüs duvarının kenarındaki dokuların daha iyi görüntülenmesini sağlar ve radyasyon dozunu azaltır. Izgaralama işlemi genellikle, fotonların saçılmasını elimine etmek için, dijital dedektöre ulaşmadan önce memeden ayrılırken X ışınlarına uygulanır [17-19].

Günümüzde dijital mamografide 5 farklı çeşit dedektör mekanizması kullanılmaktadır: Düz panel fosfor sistemi, fosfor taramalı şarja bağlı cihaz sistemi, bilgisayarlı radyografi sistemi, düz panel selenyum sistemi ve yeni geliştirilmiş foton hesaplayan dedektörler.



Şekil 2.1 : Dijital mamografi sisteminin basit bileşenleri.

Düz panel fosfor dedektörü sisteminde, X ışınları CsI (T1) fosfor katmanı tarafından absorbe edilir. Amorf silikon plaka üzerinde oluşan fotodiyotlar dizisi, fosfor tarafından yayılan ışınları kaydetmek için kullanılır. Her fotodiyot bir kontrol hattı dizinine bağlı olan ince film transistöre bağlanır. Senographe 2000D (GE Medikal Sistemleri) bu sınıfa bir örnektir. Bu tip dedektörlerin hızlı sıralı görüntüleme gibi avantajı vardır ama dedektör elemanlarını azaltma zorluğu ve maliyeti gibi dezavantajı vardır.

CCD (SenoScan sistem – Fisher Medikal Görüntüleme) fosfor tarama sistemlerinde, X ışını CsI (T1) fosfor kullanan bir delik şeklinde dedektör tarafından algılanır. Işığın elektrik sinyaline çevirildiği yerde, fosfor fiberoptik plaka ile CCD'ye birleştirilir. Fiberoptikler CCD'yi radyasyonun zararından korur.

Doz alımının azaltılması ve daha az elemanlarının olması ile daha ucuz olması gibi ek avantajları da vardır.

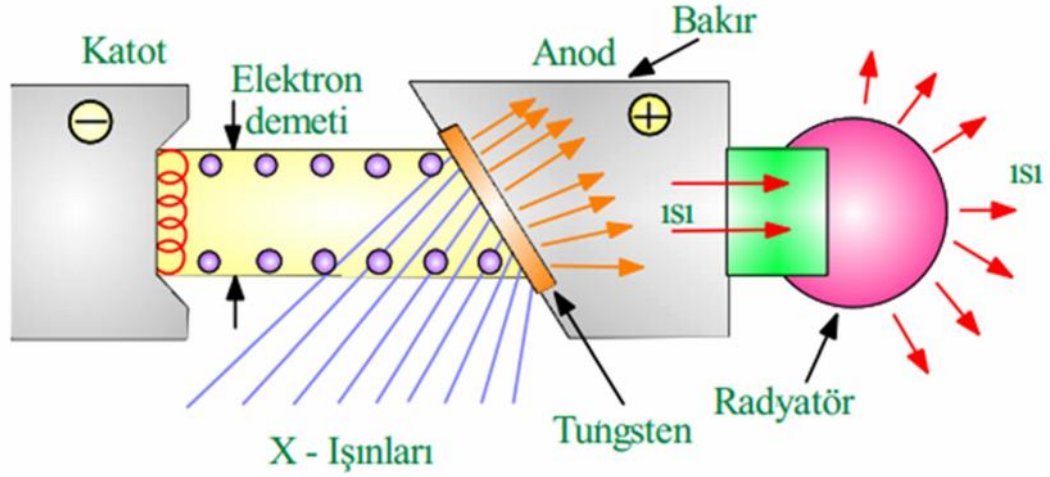
Fuji tarafından üretilen bilgisayarlı radyografi sistemi, işlemde bilgisayarlı radyografi için kullanılmış olan dedektörlere çok benzer bir foto stimulable fosfor plaka sağlamaktadır. X ışının absorbe edilmesiyle, elektronik şarj fosforun kristal maddesinde depolanır. Pozdan sonra, fosfor tabaka kaldırılır ve ince bir helyum neon lazer ışını tarama ile okunur.

Lazerden gelen kırmızı ışık mavi ışık emisyonuna neden olur ve foto çoklayıcı bir tüp ile toplanır. Daha sonra dijitalize edilir. Sistemin en önemli avantajı, küçük dedektör boyutu ve birden fazla küçük plakaya sahip olma kolaylığıdır. Okuma esnasında lazer ışığının saçılması, uzaysal çözünürlüğün kaybına neden olur ve yayılan ışık için düşük toplama verimliliği sırasında gürültü ek dezavantajıdır.

Hologic tarafından üretilen Selenyum düz panel sistemi, x ışınını amorf selenyum ile absorbe etmede fosfordan farklıdır. X ışını fotonları absorbe edilince, elektron-delik çiftleri oluşturulur ve elektrik yükü bu maddeden salınır. Sistemin yüksek modülasyon transfer fonksiyonu avantajı vardır. Yüksek ön voltaj ve yüksek dedektör maliyeti esas problemlerdir.

Röntgendeki tüplerde X ışını elde etmek için flamanın akkor haline getirilmesi ve elektron yayması sağlanır. Bu elektronların anotdaki tungstene hızla çarpması gerekir. X ışınlarını elde etmek için gerekli elektronlar, flaman transformatöründen gelen akımla katottaki tungsten flamanın ısıtılıp akkor haline gelmesiyle oluşturulur. Yayılan elektron, transformatörden gelen akımla doğru orantılıdır. Bu ısıtılan flaman ısıtılması serbest elektronun enerjisini artırır.

Flamanın etrafında oluşturulan elektronlar, flamanın çevresinde bulunan Molibdenden yapılmış negatif yüklü levha ile bir araya toplanır ve anota doğru itilir. Bu itme kuvvetinin yetersiz kalması sonucu anota yüksek kV uygulanarak katodla anot arasında bir potansiyel fark oluşturulur. Oluşturulan bu potansiyel fark, elektronların katottan anota doğru hızla elektronların yayılmasını sağlar.



Şekil 2.2 : X ışını üretimi.

Foton hesaplama teknolojisi 2003 yılında Sectra Mamea tarafından MicroDose Mamografi sistemleri ile başlatıldı. Bu sistemde, X ışını radyasyon saçılmasını etkili bir şekilde azaltmak için eşit uzaklıkla paralel hale getirilerek saçılması sağlanır. Foton hesaplayan Si-Strip dedektörleri bu düz ışınları birleştirecek şekilde dizayn edilmiştir.

2.3 Ultrason Görüntüleme

Tanısal olarak ultrason yani ses ötesi görüntülemenin tıp alanında kullanılması 1950'li yıllardan itibaren ilk olarak Avusturyalı araştırmacı Dr. Karl Dussik tarafından yapılmıştır. Birçok klinik uygulaması mevcuttur. Tanısal olarak obstetri, jinekoloji alanında kullanılır.

Tedavi olarak ultrason kullanımı ise 1929 yılından itibaren tıp alanında kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde cerrahi uygulamalarda ve onkoloji alanında kanserli hücrelere karşı tedavi amacıyla kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra, dişçilikte, safra kesesi ve taşı, karaciğer hastalıkları, böbrek taşı kırılması ve bazı deri hastalıklarının tedavisinde de kullanılmaktadır.

Yumuşak dokuları görüntüleyebilir olması ve röntgen ışını ile yapılan görüntüleme yöntemlerine göre çok daha zararsız olması ile tanı tekniği açısından değerlendirildiğinde daha avantajlıdır. Bunun yanı sıra iyonize etkisi olmaması ultrasonun son 20 yılda bilgisayarla donatılarak çok geliştirilmesini sağlamıştır [20].

Ultrason görüntüleme non invaziv, kolay taşınabilir, nispeten pahalı olmayan tanısal bir yöntemdir ve klinik uygulamalarda sıkça kullanılır.

Uygulama frekans aralığı 1 ile 10 MHz arasındadır. Dokular arasında ve dokuların içindeki küçük yapıların sınırlarından mekanik enerjinin geri saçılmasıyla görüntüyü üretir. 1-3 MHz gibi düşük frekanslar, karaciğer gibi derinde bulunan yapılarda, 5-10 MHz aralığı ise vücuda daha yakın bölgeleri görüntüleme için kullanılır. Ultrason, görüntülerden anatomik bilgiler elde etmenin yanı sıra, Doppler cihazı ile kandan geri saçılma frekansı vasıtasıyla, damarlardaki kan akışını ölçmek için de kullanılır. Bu teknik örneğin, stenotik arterlerde kan akışı tehlikeli bir duruma ulaştığında tespit etmek için kullanılır.

Ultrason teknolojisi saniyede 30 çerçeve hızı oranı ile oldukça hızlı bir teknolojidir. Özellikle yüksek frekanslarda yüksek iç uzaysal çözünürlüğü vardır. Ultrasonun meme görüntülemesinde bazı avantajları vardır. Örneğin gereksiz radyasyon alımı ve görüntü çekimi sırasında herhangi bir ağrı yoktur. Ultrasonografide, mamografik görüntülemeden farklı olarak kesitsel bir görüntüleme yöntemi vardır. Böylelikle dokular inceleme esnasında üst üste binmemektedir ve tanı hatası buna bağlı olarak azalmaktadır. Ultrason ile memede saptanan kitlenin sıvı mı yoksa katı mı olduğu belirlenmektedir. İçerisinde sıvı var ise buna kist denilmektedir. Meme de katı bir kitle var ise biyopsi yapılması önerilmektedir. Radyasyon içermediği için hamile kadınlara, 35 yaşın altındaki kadınlara ve yoğun meme dokusu olan kadınlara sıkça önerilmektedir. Fakat ultrason ile görüntüleme yöntemi, meme kanserinin ilk evrelerinde görülen mikrokalsifikasyonları göstermediği ve bazı kanser türlerini saptayamadığı için de tek başına kullanılamamaktadır [45].



Şekil 2.3 : Ultrason ile meme görüntüleme.

2.4 Tomosentez Görüntüleme

Mamografi görüntüleme meme kanserinden ölümleri önemli ölçüde azaltmaktadır. Fakat mamografi bütün kanserleri saptayamamaktadır. Mamografik duyarlılığın azalmasının en önemli nedeni, glandüler yapı, mikrokalsifikasyon oluşumu ve meme içinde normal yapıların örtüşmesinden kaynaklanan yapısal gürültülerdir. Bu tip yapıları tespit etmek mamografi için zordur. Örtüşen yapılar anormalliğe benzetilebilir veya yanlış mamografik tespitlere yol açabilir. Tomosentez ise 3 boyutlu mamografik bir görüntüleme yöntemidir ve yapısal gürültüleri minimize edebilir. Mamografik platformda bir çok düşük dozlu projeksiyon görüntüleri alınır. Daha sonra kesitsel bir veri seti için birleştirilir. Klinik araştırmalara göre tomosentezin tümör görünürlüğünü arttıran, tümör sınırlarını daha doğru belirleyen, toplam artifakt sonucundan yola çıkarak yanlış mamografik geri çağırma oranını azaltan bir yöntem olduğu söylenmektedir [21].

1970'li yıllarda 2 boyutlu bilgisayarlı tomografi sisteminin bazı kısıtlamalarının üstesinden gelinmiştir. Daha derine lokalizasyon yapma kabiliyeti ile ilgili yapıların kontrastında daha belirgin saptama yapabilmektedir. Tomografi görüntülemenin uygulanması, Şekil 2.4' de görüldüğü gibi ilgili görüntü düzlemini elde etmek için, X ışını tübünün hastanın üzerinde hareket ettirilmesi ve hastanın altına dedektör konulması ile yapılmaktadır. Görüntü düzlemi, bu hareketin destek noktasına yerleştirilerek odaklanmaktadır. Diğer yerler yani ilgili alan dışında kalan bölgeler bulanık elde edilir. Bulanık bölgeler ilgili alanı engeller ve kontrast iyileştirilmesini sınırlar. Ancak, bir doz süresinde sadece bir kesitin elde edilmesi, aşırı hasta dozu ve bütün verilerin görüntülenmesi için zaman gereksinimi problemi oluşturur. Buna ek olarak, bulanıklık sorunu doğrusal, dairesel ve hatta hiposikloit hareket gibi destek noktası ayanı için karmaşık hareketler gerektirir. Bir diğer sınırlama, 360 derece görüntü elde etme C kollu sistemden dolayı her zaman mümkün değildir. Bu dönme hareketi 205 derece ile sınırlıdır. Dijital tomosentezin kullanılmasıyla geleneksel tomografinin 3 boyutlu görüntülemedeki sınırlı açı problemlerinin üstesinden gelinmektedir [22-24].

Tomosentez görüntüleme x ışın kaynağının birden fazla açıdan 2 boyutlu veri almasıyla elde edilen bir görüntüleme yöntemidir. Elde edilen verilerin matematiksel yöntemler uygulanarak birleştirilmesiyle 3 boyutlu görüntü elde edilmektedir.

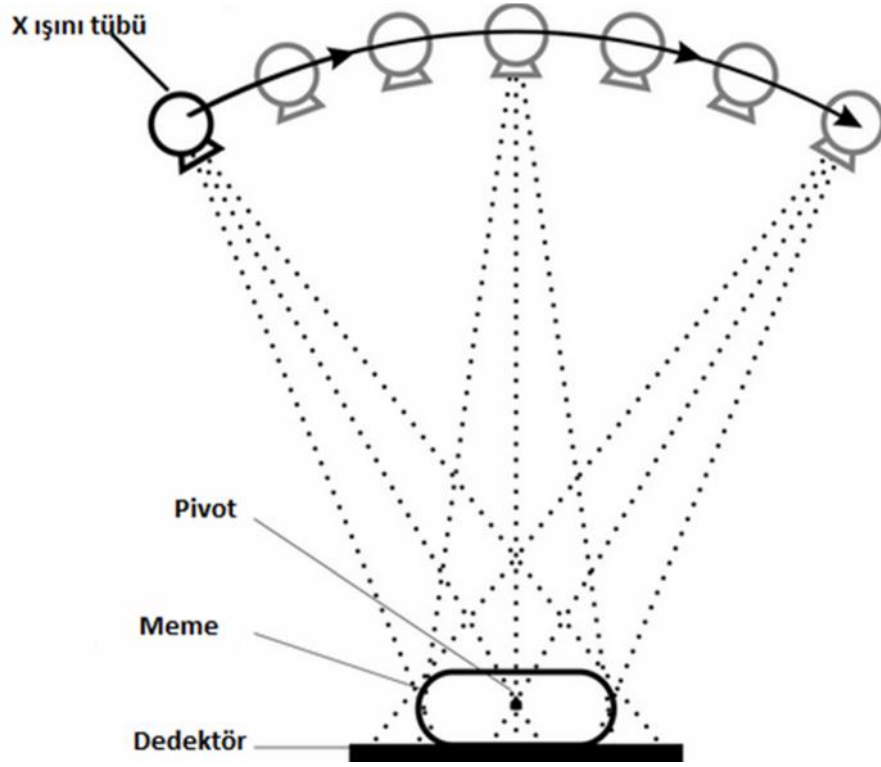
Tomosentezde iki plaka arasına sıkıştırılmış memenin etrafında x ışını belirli bir açıda ve bir yay boyunca hareket ederek, meme dokusunun farklı açılardan elde edilmiş izdüşümleri kullanılmaktadır. Bu izdüşümlerden tomosentez dilimleri elde edilmektedir. Tomosentezde elde edilen görüntüdeki uzaysal çözünürlük bilgisayarlı tomografide elde edilene göre 3 kat daha fazladır. Tomosentez görüntüleme, çoğunlukla meme olmak üzere toraks, diş ve cerrahi görüntüleme alanlarında kullanılmaktadır [25-27].

Tomosentez görüntülemeye en az seviyede görüntü bozukluğu için tam bir dairesel hareket boyunca mümkün olan en fazla ışın yolu elde edilmelidir. Fakat bunun için bazı kısıtlamalar da vardır. Örneğin, verilen radyasyonun dozu sınırlı olmalıdır ve nesnenin geometrisinden kaynaklanan kısıtlamalar toplanacak veriyi ve tomografik hareketi engellemektedir. Bu yüzden tarama yapılırken sınırlı açıda kalınmaktadır. Kısıtlamalar sonucu elde edilen eksik veri Nyquist kriterini karşılayamadığı için gelişmiş geri çatım yöntemlerine ihtiyaç duyulmaktadır [28].

Tomosentez görüntülemeye verileri 3 boyutlu hale getirmek için paralel imgelerin kaydırılıp yeniden eklenmesi yani kaydır ve ekle (shift and add-SAA) yöntemi sıkça kullanılmaktadır. Bu yöntem bulanıklık sorununa tam olarak çözüm bulamamıştır. Klasik geri çatım yöntemleri de sınırlı açılarda elde edilen verilerde görüntü bozukluğuna neden olmaktadır [29].

İlgili her alanın içerdiği bilginin iyileştirilmesi, kaydırma miktarını değiştirerek sağlanır. Tomosentezin yeniden oluşturma algoritması ile eklenebilir görüntü bilgilerini birleştirmesi, düşük dozlu bir görüntüleme tekniği olmasını sağlar [30-31].

Tomosentez ilk olarak 1972 yılında Grant tarafından tanıtılmıştır [32]. Bilinen avantajlarına rağmen, pratikte geniş alan, yüksek çerçeve hızı ve yüksek algılama kuantum verimliliğine sahip düz panel dedektörlerin gelişimiyle sisteme kolayca adapte olabilmesi ve düşük elektronik gürültüsü, hızlı çıktı okuma süresi, bir dizi düşük dozlu projeksiyon imgelerinin hızlı elde edilmesi gibi son on yılda tomosentezde önemli gelişmeler olmuştur.



Şekil 2.4 : Tomosentez görüntünün elde edilme şeması.



Şekil 2.5 : Tomosentez cihazı.

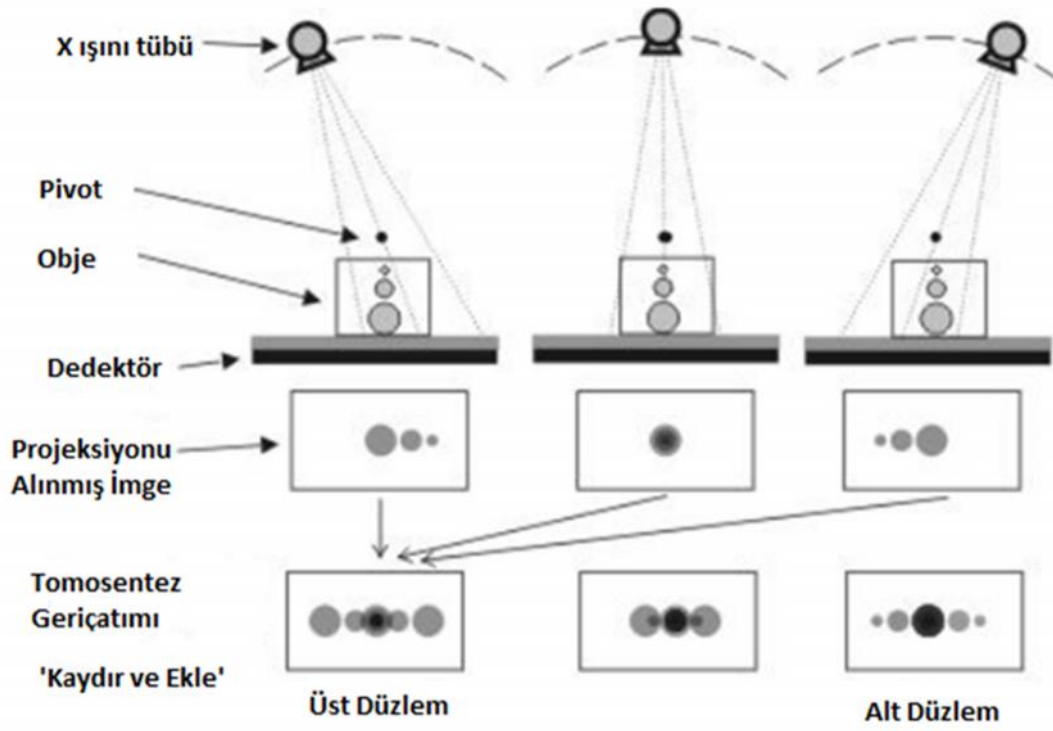
3. GERİ ÇATMA YÖNTEMLERİ

Tomosentezde kullanılan tomografik görüntü geri çatım algoritmaları 3 gruba ayrılır. İlki ve en eski bilinen yöntem Kaydır ve Ekle (Shift and Add-SAA) yöntemi, ikincisi X ışınli bilgisayarlı tomografide kullanılan Süzgeçlenmiş Geri İzdüşüm (Filtered Back Projection-FBP) yöntemi ve üçüncüsü Cebirsel Geri Çatım Tekniğı (Algebraic Reconstruction-ART) yöntemidir. ‘Kaydır ve Ekle’ ve ‘Süzgeçlenmiş Geri İzdüşüm’ yöntemleri günümüzde ortopedik araştırmalarda ağırlıklı olmak üzere, Cebirsel Geri Çatım Tekniğı ise dijital meme tomosentezinin klinik araştırmalarında kullanılır [33].

3.1 Kaydır ve Ekle Yöntemi

Tomosentez görüntülemeye örtüşen dokulardan dolayı oluşan bulanıklık ve sınırlı açı problemlerinin üstesinden gelmek için bir çok geri çatım tekniğı uygulanmıştır. En eski bilinen yöntem ‘Kaydır ve Ekle (Shift and Add-SAA)’ yöntemidir. Kaydır ve ekle yöntemi, Şekil 3.1’de görüldüğü gibi, kaydırma miktarı önceden belirlenerek x ışını ve dedektörün farklı pozisyonlarında elde edilen projeksiyonların toplanıp bir kesit dizisi üretmesiyle ilgilenilen bölgeye keskin bir odaklama sağlamak amacıyla kullanılır. Kaydırma işlemi doğru uygulanmalı ve hatalı hizalamadan kaçınılmalıdır. Mekanik sistemlerin doğru kaydırmaya olanak vermesine rağmen, hasta hareketinden kaynaklanan artefektler hizalamayı etkilemektedir. Meme tomosentezinde bu sorun memeyi sıkıştırmayı sağlayan destekler ile önlenir.

Tomosentezde görüntünün geri çatımında bu konuda iki temel problem vardır. Üst üste gelme probleminden kaynaklanan bulanık görüntüler ve sınırlı açı probleminden kaynaklanan örnek yetersizliğidir. Kaydır ve ekle yöntemi basit bir algoritma olduğu için tam görüntü kontrastı yakalamada yetersiz kalmaktadır [33].



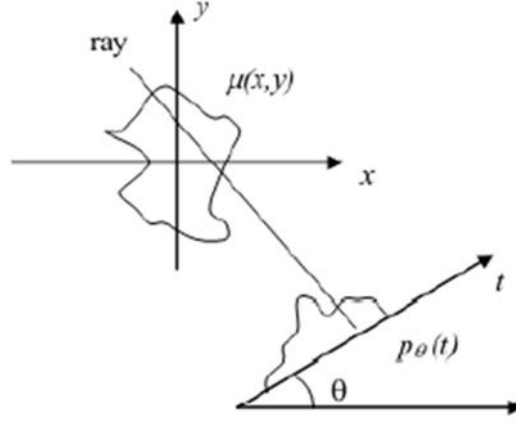
Şekil 3.1 : Kaydır ve ekle yöntemi.

3.2 Süzgeçlenmiş Geri İzdüşüm

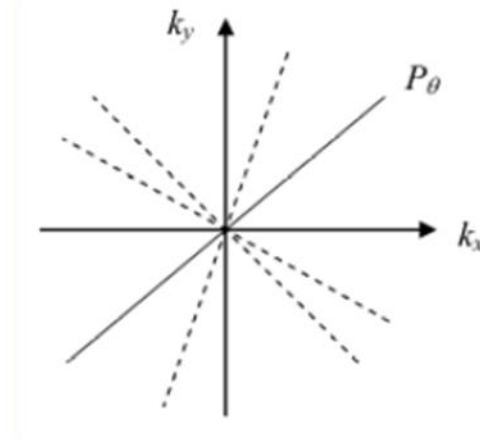
Süzgeçlenmiş Geri İzdüşüm yöntemi Fourier dilim teoremi ve Radon dönüşümünden yararlanan direk metottur (bkz. Şekil 3.2). Radon dönüşümü 2 boyutlu bir fonksiyonun $\mu(x,y)$ çizgisel bir integralidir.

$$p_q(t) = \iint m(x, y) d(x \cos q + y \sin q - t) dx dy \quad (3.1)$$

Bu değer, 2 boyutlu objenin bir çizgide yönlendirilmesi ve t tarafından belirlenen bir dedektör elemanı ile kesişimiyle elde edilir. Fourier dilim teoremi, q açısı için hesaplanan izdüşümün $p_q(t)$ Fourier dönüşümü, dönüşüm uzayında soğurma fonksiyonuna $\mu(x,y)$ ait Fourier dönüşümünün θ doğrultusundaki P_q değerine eşittir.



Şekil 3.2 : Radon dönüşümü.



Şekil 3.3 : θ açılı izdüşümün $p_\theta(t)$ Fourier dönüşümü.

$$\begin{aligned}
 m(x,y) &= \int_0^{2\pi} dq \int_0^\infty P_q(r,q) \exp[i2\pi r(x \cos q + y \sin q)] r dr \\
 &= \int_0^{2\pi} dq \int_{-\infty}^\infty P_q(r,q) \exp[i2\pi r(x \cos q + y \sin q)] |r| dr
 \end{aligned} \tag{3.2}$$

Son integral, $|r|$ tarafından projeksiyon dönüşümünün ölçeklenmesiyle elde edilen zayıflama katsayısını göstermektedir. Bunlara q sabiti ile P_q 'ye 1 boyutlu Fourier dönüşümü uygulanır. En son integralde ise geri izdüşümüyle soğurma fonksiyonu olan imge $\mu(x,y)$ elde edilir [34].

4. METOT

4.1 Siddon Algoritması

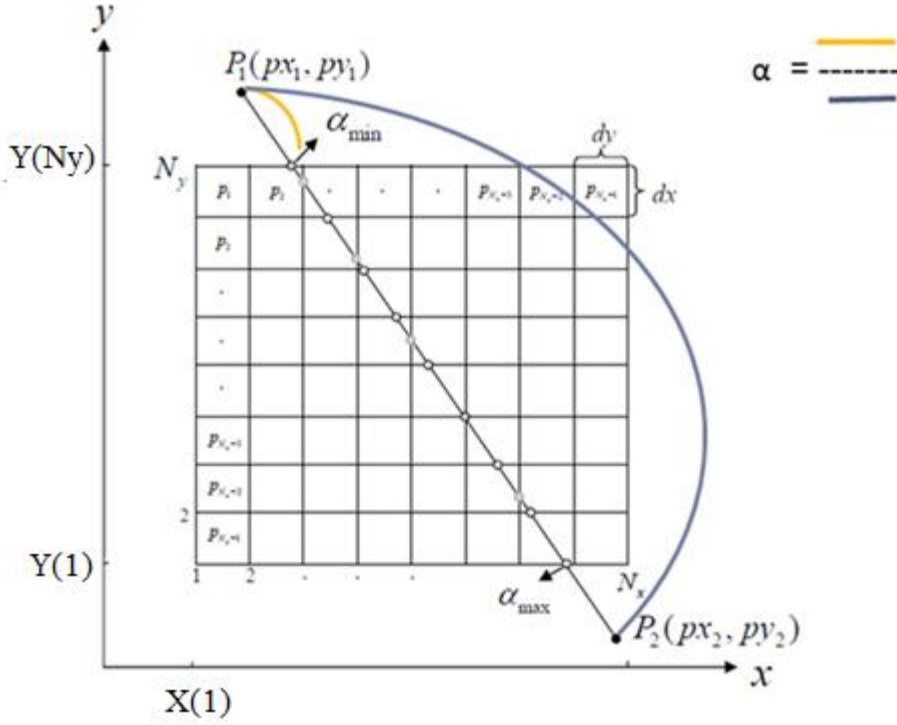
Işın izleme algoritması görüntü dizisi boyunca, ışın yolu tarafından kesişen voksel indislerini belirler. Bu bilgi yeniden elde edilen görüntünün ağırlık parametresini tanımlamak için gereklidir. Özellikle çok büyük miktarlardaki vokseller için ağırlık parametresini belirlemede bir çok zorluk bulunmaktadır. Bu yaklaşım geometrik bazda basit görünse de voksellerin toplam sayısı ile önemli bir bilgi işlem ölçekleri gerektirir.

Siddon bu konuda 1985 yılında ışın yolunu belirlemek için hızlı ve doğru bir algoritma önermiştir. Bu yaklaşıma göre hesaplama zamanı voksel sayısına bağlı değil ama 3 boyutlu görüntü dizilerinin düzlem sayısına bağlıdır. Bu yüzden algoritma verimlidir ve özellikle bilgisayar kodunda uygulamak kolaydır. Bu da Siddon algoritmasının medikal alanda çok tercih edilen bir yöntem olmasını sağlamıştır [2].

Siddon algoritmasında eşitlik 4.14'de tanımlanan ağırlık parametresi, w_{ij} , uzunluk parametresi, $l(i, j, k)$ voksel kesişen belirli bir ışın-uzunluğu ile yeniden tanımlanırsa, aşağıdaki eşitlik elde edilir. Böylece ışın-toplamı,

$$d = \sum_i \sum_j \sum_k l(i, j, k) p(i, j, k) \quad (4.1)$$

$p(i, j, k)$, voksel yoğunluğudur yani zayıflama katsayısıdır. Şekil 4.1'deki illüstrasyonda görüldüğü gibi herhangi bir açıda gelen ışın N adet pixele sahip ızgarayı iki farklı tip noktada keser. Bunlar dikey (koyu daireler) veya yatay (açık daireler) doğrularla kesişim noktalarıdır.



Şekil 4.1 : Izgara üzerinde ışının aldığı mesafe ve parametrelerinin gösterimi.

Işının pikseller ile kesişim noktaları kümesi, doğrular ile kesişim noktaları kümesinin bir alt kümesidir. Bu alt küme ışının ızgara üzerinde aldığı mesafenin her piksel için tanımlanabilmesini sağlar. P1 noktasından P2 noktasına tanımlı bir ışın eşitlik 4.2'deki gibi ifade edilir.

$$\begin{aligned} X(a) &= X_1 + a(X_2 - X_1), \\ Y(a) &= Y_1 + a(Y_2 - Y_1), \end{aligned} \quad (4.2)$$

Yukarıdaki ifadede a parametresi parametrik kesişim değerleridir ve P1 noktasında 0, P2 noktasında 1'e eşittir. Işının pikselleri kestiği noktalar kümesinin çözümü için $(a_{\min}, a_{\max})$ değer aralığındaki her doğruya ait parametrik kesişim değeri kümesi hesaplanır. Işının ilgili pixel içinde aldığı mesafe parametrik değer kümesindeki ardışık iki nokta arasındaki mesafe kadardır. Birbirine dik ve eşit aralıklı paralel doğrular eşitlik 4.3'deki gibi ifade edilir.

$$\begin{aligned} X_{line}(i) &= X_{line}(1) + (i-1)d_x \quad (i=1, \dots, N_x) \\ Y_{line}(j) &= Y_{line}(1) + (j-1)d_y \quad (j=1, \dots, N_y) \end{aligned} \quad (4.3)$$

Eşitlik 4.3'deki d_x ve d_y paralel doğrular arası mesafeyi, aynı zamanda da pikselin boyutlarını ifade eder. a_{min} ve a_{max} parametrik değerleri ışının ızgaranın kenarları ile keşisim noktalarından eşitlik 4.2 ve 4.3 kullanılarak elde edilir.

$$\begin{aligned} a_x(1) &= [X_{line}(1) - X_1] / (X_2 - X_1), \quad (X_2 - X_1) \neq 0 \\ a_x(N_x) &= [X_{line}(N_x) - X_1] / (X_2 - X_1), \end{aligned} \quad (4.4)$$

Eşitlik 4.4 $a_y(1)$ ve $a_y(N_y)$ değerleri için de benzer şekilde yazılır.

$$\begin{aligned} a_{min} &= \max\{0, \min[a_x(N_x)], \min[a_y(1), a_y(N_y)]\} \\ a_{max} &= \min\{0, \max[a_x(N_x)], \max[a_y(1), a_y(N_y)]\} \end{aligned} \quad (4.5)$$

α_{max} ve α_{min} aralığı parametrik değere sahip olan ışın ile kesişen doğruların indisleri eşitlik 4.6 ile hesaplanır.

$(X_2 - X_1) \geq 0$ durumu için,

$$\begin{aligned} i_{min} &= N_x - [X_{line}(N_x) - a_{min}(X_2 - X_1) - X_1] / d_x \\ i_{max} &= 1 + [X_1 + a_{max}(X_2 - X_1) - X_{line}(1)] / d_x \end{aligned}$$

$(X_2 - X_1) \leq 0$ durumu için,

$$\begin{aligned} i_{min} &= N_x - [X_{line}(N_x) - a_{max}(X_2 - X_1) - X_1] / d_x \\ i_{max} &= 1 + [X_1 + a_{min}(X_2 - X_1) - X_{line}(1)] / d_x \end{aligned} \quad (4.6)$$

Yatay eksen indisleri de (j_{min}, j_{max}) benzer şekilde yazılır. Parametrelerin indisler ile ilişkilendirilmiş hali eşitlik 4.7'deki gibidir.

$$\begin{aligned}
\{a_x\} &= \{a_x(i_{\min}), \dots, a_x(i_{\max})\}; (X_2 - X_1) > 0 \\
\{a_x\} &= \{a_x(i_{\max}), \dots, a_x(i_{\min})\}; (X_2 - X_1) < 0, \\
a_x(i) &= [X_{line}(i) - X_1] / (X_2 - X_1) \\
&= a_x(i-1) + [d_x / (X_2 - X_1)],
\end{aligned} \tag{4.7}$$

$\{a_y\}$ için ifadeler benzer şekilde yazılır.

$\{a_x\}, \{a_y\}$ kümeleri azalan sıraya göre dizilir. Her kümedeki her bir eleman ışının bir doğru ile kesişimine aittir. Işının pixellerle kesişim noktaları kümesini bulmak için iki küme tek kümede birleştirilir.

$$\begin{aligned}
\{a\} &= \{a_{\min}, \text{merge}[\{a_x\}, \{a_y\}], a_{\max}\}, \\
&= \{a(0), \dots, a(n)\}
\end{aligned} \tag{4.8}$$

Eşitlik 4.8’de görüldüğü gibi küme $(n+1)$ elemanlıdır.

$$n = (i_{\max} - i_{\min} + 1) + (j_{\max} - j_{\min} + 1) \tag{4.9}$$

$\{a\}$ kümesinin ardışık iki elemanı ışının belirli bir pixel ile kesişim noktalarını ifade eder. m ’inci ve $m-1$ ’inci iki parametrik değer için uzunluk eşitlik 4.10’deki gibi hesaplanır:

$$l(m) = d_{12}[a(m) - a(m-1)] \quad (m = 1, \dots, n) \tag{4.10}$$

d_{12} P1 ve P2 noktaları arasındaki uzaklıktır ve eşitlik 4.11’deki gibi hesaplanır:

$$d_{12} = [(X_2 - X_1)^2 + (Y_2 - Y_1)^2]^{1/2} \tag{4.11}$$

m ’nci ve $m-1$ ’nci parametrik kesişim değerlerine sahip $[i(m), j(m)]$ ile yeri tanımlanan piksel iki kesişimin orta noktasını kapsayan konuma sahiptir. Bu bilgi kullanılarak ilgili pikselin indisi eşitlik 4.12 ve 4.13’deki gibi belirlenir.

$$i(m) = 1 + [X_1 + a_{mid}(X_2 - X_1) - X_{line}(1)] / d_x, \tag{4.12}$$

$$j(m) = 1 + [Y_1 + a_{mid}(Y_2 - Y_1) - Y_{line}(1)] / d_y,$$

$$a_{mid} = [a(m) - a(m-1)] / 2 \tag{4.13}$$

Radyolojik yol son olarak aşağıdaki gibi ifade edilir [2].

$$\begin{aligned}
d &= \sum_{m=1}^n l(m) r[i(m), j(m), k(m)] \\
&= d_{12} \sum_{m=1}^n [a(m) - a(m-1)] r[i(m), j(m), k(m)]
\end{aligned} \tag{4.14}$$

4.2 Cebirsel Geri Çatım Tekniği

Cebirsel geri çatım tekniği Gordon, Bender ve Herman tarafından electron-mikroskopik tarama ve X ışını filmlemesinden 3 boyutlu nesnelerin geri çatımına bir metod olarak önerilmiştir [35].

Cebirsel geri çatım tekniği, sınırlı açıda yeniden elde etme tekniklerindeki problemlerde, tüm 3 boyutlu imgenin oluşturulması için düzgün dağılmış veya yeterli sayıda elde edilemeyen projeksiyonların oluşturulmasında kullanılan alternatif bir yöntemdir. Cebirsel geri çatım tekniği, yinelemeli yöntemlerin en sık kullanılanıdır. Diğer yinelimli yöntemlere göre hızlı bir yakınsama sağlamaktadır [36-37].

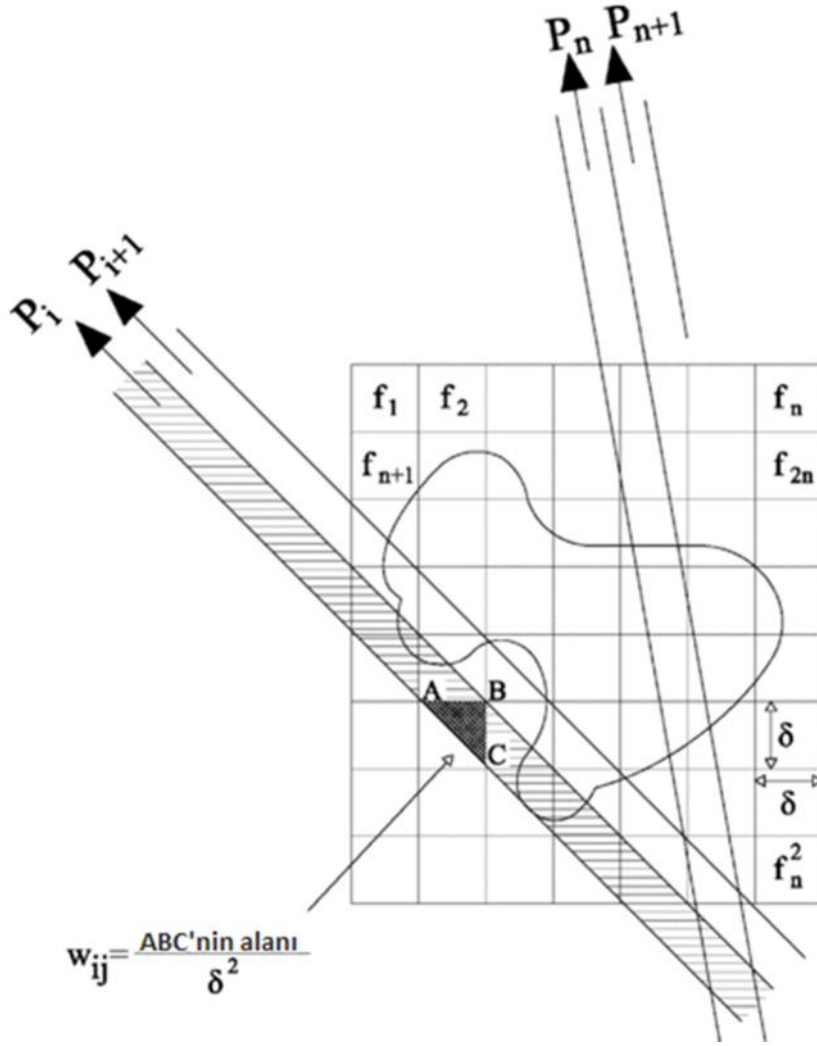
Cebirsel geri çatım tekniği ölçülen izdüşüm değerinin farkının alınarak, elde edilen fark değerinin izdüşüm yolu üzerindeki o ışına etki eden pikseller ve vokseller arasında belirli katsayılar ile dağıtılması sonucu hesaplanır [38]. Hatanın belirli oranlarda dağıtılması işlemi Siddon algoritması ile yapılmaktadır. Bu işlem hata miktarı istenilen değere yakınsayana kadar yapılmaktadır.

X ışın kaynağı ve dedektör arasına konulan obje, fiziksel yapısına bağlı olarak geçen ışını farklı oranlarda soğurur. Dedektör üzerinde okunan değerler, ışın yolu boyunca soğurma değerlerinin çizgisel integralidir [39].

Cebirsel geri çatım tekniği N tane hücre için ızgara geometrisi temeline dayanmaktadır. Işın toplamı terimi, dönüşüm tabanlı metotta çizgi integralinin gerçekleştirilmesiyle bulunur. Işın toplamı p_i , i tane ışının toplanmasıyla elde edilir. Aşağıdaki ifadeye bakarsak;

$$\sum_{j=1}^N w_{ij} f_j = p_i \quad \begin{matrix} i = 1, 2, \dots, M \\ j = 1, 2, \dots, N \end{matrix} \quad (4.15)$$

w_{ij} , i tane çizgi integralinin j tane hücreyi etkileyen ağırlık parametresidir. f_j , j tane hücre için sabit yoğunluk değeridir. M , toplam ışın sayısıdır. Klasik matris tersi metodu yukarıdaki eşitliği çözmek için M ve N değeri küçük ise kullanışlıdır.



Şekil 4.2 : Ağırlık matrisi w_{ij} 'nin hesaplanması.

M ve N eğer büyük değerlere sahip ise, iterative yöntemler bu denklemi çözmek için uygundur. Bu ilk olarak Kaczmarz tarafından önerilen 'projeksiyonların metodu' yöntemidir. Hesaplama adımlarını açarsak;

$$w_{11}v_1 + w_{12}v_2 + w_{13}v_3 + \dots + w_{1N}v_N = p_1$$

$$w_{21}v_1 + w_{22}v_2 + w_{23}v_3 + \dots + w_{2N}v_N = p_2$$

$$w_{31}v_1 + w_{32}v_2 + w_{33}v_3 + \dots + w_{3N}v_N = p_3$$

...

$$w_{M1}v_1 + w_{M2}v_2 + w_{M3}v_3 + \dots + w_{MN}v_N = p_M \quad (4.16)$$

Hesaplama prosedürü, ilk tahmin değeri $\vec{f}^{(0)}$ ile başlamaktadır. İlk düzlemde $\vec{f}^{(0)}$ projeksiyonu alındıktan sonra, $\vec{f}^{(1)}$ değerini verir.

Başka bir deyişle $\vec{f}^{(0)}$ için elde edilen izdüşüm değeri ile gerçek izdüşüm değeri arasındaki fark geri yansıtılarak $\vec{f}^{(1)}$ değeri elde edilir. Daha sonra ikinci düzlemde $\vec{f}^{(1)}$ değerinin projeksiyonu alınır ve $\vec{f}^{(2)}$ elde edilir. Böylelikle ilk tahmin değeri güncellenerek devam eder. Bu prosedür formülize edilirse, $\vec{f}^{(i-1)}$ değerinin projeksiyonu, i .düzlemde $\vec{f}^{(i)}$ tane çıktı verir.

$$f_j^{(i)} = f_j^{(i-1)} + \frac{(p_i - \sum_{k=1}^N f_k^{(i-1)} \cdot w_{ik})}{\sum_{k=1}^N w_{ik}^2} w_{ij}$$

$$j = 1, 2, \dots, N$$

$$i = 1, 2, \dots, M \quad (4.17)$$

Eşitlik 4.17'deki ifadeye göre kestirilen imgenin bir önceki değerine, $f_j^{(i-1)}$, hata parametresi olan $\Delta f_j^{(i)}$ eklenerek güncellenir. Hata parametresi $\Delta f_j^{(i)}$ ölçülen izdüşüm değeri p_i ve hesaplanan izdüşüm değeri arasındaki fark $\sum_{k=1}^N w_{ik}^2$ değeri ile normalize edilerek, her yinelemede kestirilen imgenin önceki değeri olan $f_j^{(i-1)}$ üzerine eklenir. Belirlenen maksimum yineleme sayısına ulaşıncaya kadar bu iterasyon devam ettirilir [40].

4.3 Eş Zamanlı Cebirsel Geri Çatım Tekniği

Eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniği 1984 yılında, cebirsel geri çatım tekniğinin ve eş zamanlı iteratif geri çatım tekniğinin büyük bir gelişimi olarak ortaya çıkmıştır. Eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniği çok kullanışlı bir iteratif yöntem olduğunu kanıtlamaktadır.

Cebirsel geri çatım tekniğinin aksine, eş zamanlı geri çatım tekniğinde ızgara düzeltme işlemi, ıslın ıslın güncelleme yapmamaktadır. Burada güncelleme işlemi, belirli bir açıda tüm görüntü projeksiyonları hesaplandıktan sonra piksel güncellemesiyle yapılmaktadır.

Bu metot, hesaplama yapılırken iyi bir geri çatım üretebilmek için sadece tek bir iterasyona ihtiyaç duymasından dolayı hesaplama bakımından büyük bir avantaj sağlamaktadır. Bu yaklaşım da geleneksel cebirsel geri çatım tekniğinde olan birden fazla iterasyon ihtiyacıyla zıtlık oluşturmaktadır.

Eş zamanlı iteratif geri çatım tekniği ile kıyaslandığında ise oldukça hızlıdır ve hesaplama süresinin uzun olması nedeniyle eş zamanlı geri çatım tekniği geliştirilmiştir [41].

Eş zamanlı geri çatım tekniği bilgisayarlı tomografinin dışında da kullanım alanına sahiptir. Örneğin, ultrason ve mikrodalga tomografinin ıfın izleme algoritması ve görüntünün geri çatımında kullanılmaktadır [42].

Eş zamanlı geri çatım tekniğinde özetle, bir iterasyon için, birinci ıfının normalize edilmiş hatası hesaplanır ve bir düzeltme dizisinde saklanır. Daha sonra ikinci ıfının normalize edilmiş hatası bu düzeltme dizisine eklenir. Bu işlem tüm ıfınlar için gerçekleştirilir. Düzeltme dizisi görüntü dizisine eklenir. Bu yöntemin, sonuca ART'den daha hızlı yakınsaması vardır ve SIRT gibi gürültü azaltma performansı çok iyidir.

$$f_j^{(i)} = f_j^{(i-1)} + \frac{\sum_i \left[\frac{(p_i - \sum_{k=1}^N f_k^{(i-1)} \cdot w_{ik})}{\sum_{k=1}^N w_{ik}^2} w_{ij} \right]}{\sum_i w_{ik}} \quad (4.18)$$

5. SONUÇLAR

5.1 Amaç ve Kullanılan Yöntemler

Bu çalışmada, ışın izleme algoritması olan Siddon algoritması baz alınarak cebirsel geri çatım tekniği (CGT) ve eş zamanlı cebirsel geri çatım teknikleri (ECGT) ile elde edilen 2 boyutlu geri çatılan imgelerin kalite karşılaştırılması yapılmıştır. Yinelemeli geri çatım tekniklerinde ışınların pikselleri kestikleri oran olan piksel ağırlık değeri, Siddon izdüşüm algoritması ile belirlenmiştir [2]. İkinci adımda, CGT ve ECGT kullanılarak 2 boyutlu imgenin geri çatımı yinelemeli olarak yapılmıştır. Son olarak, farklı açılar ve farklı projeksiyonlar için elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır.

5.2 İlk Aşama: Siddon Algoritması ile Radyolojik Yolun Hesaplanması

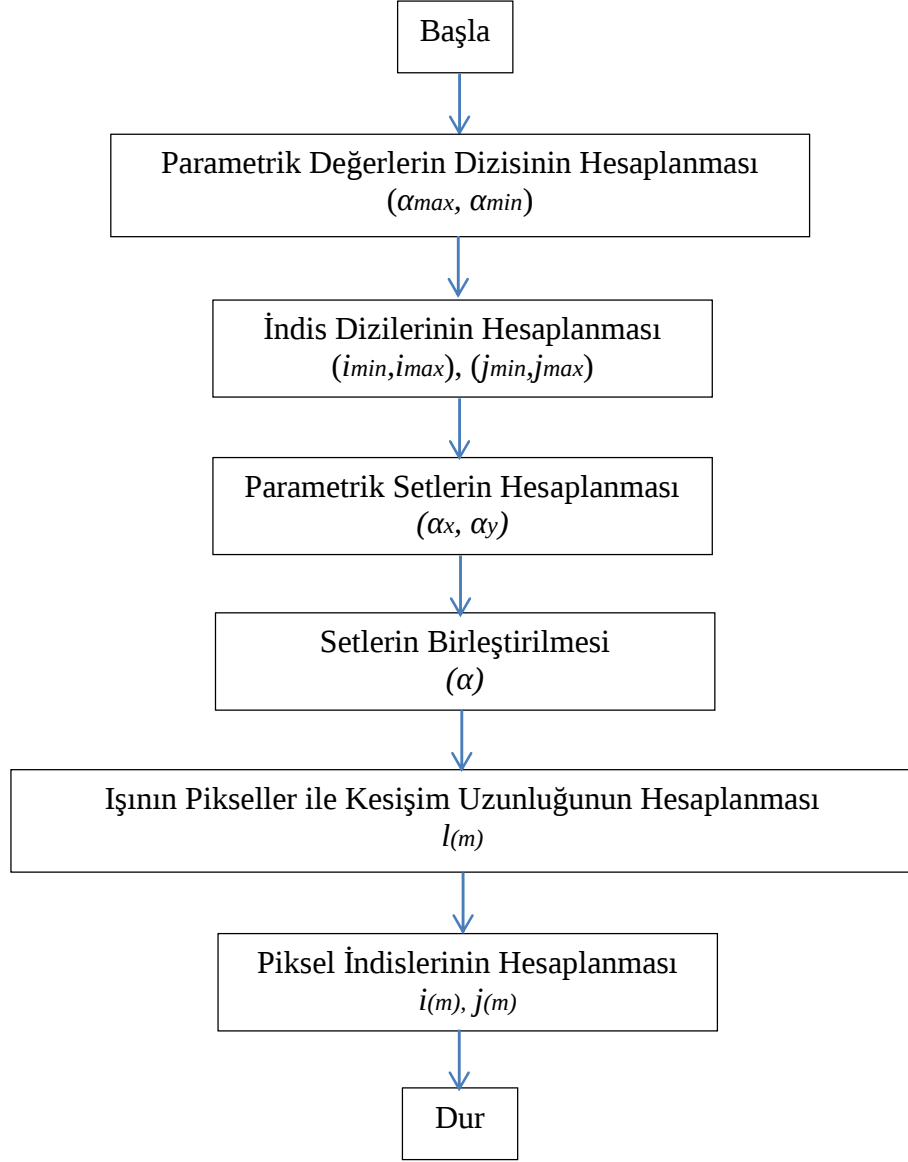
4. bölümde Siddon Algoritmasının radyolojik yolu bulmak için hesaplanması gereken parametrelerin neler olduğu ve algoritmanın matematiksel ifadesine yer verilmiştir.

Bu bölümde, Siddon algoritmasının tomosentez alanında nasıl uyarlandığı ve çalışma prensibi ile ilgili blok diyagramından bahsedilecektir.

Eşitlik 4.9’da tanımlanan kesişim uzunlukları, merkezi etrafında dairesel dönen paralel ışın demetindeki her bir ışının, her açıdaki hali için, rotasyon matrisi, R , kullanılarak hesaplanmıştır.

$$R = \begin{bmatrix} \cos(\theta) & -\sin(\theta) \\ \sin(\theta) & \cos(\theta) \end{bmatrix} \theta = [0, \pi] \quad (5.1)$$

θ ışın demetinin dönme açısını ifade eder. Rotasyon matrisi ile ışınların başlangıç ve bitiş noktalarının θ kadar dönmeleri sonucunda elde edilen yeni lokasyonları tayin edilir ve yeni lokasyon bilgisi ile Siddon algoritması yeniden çalıştırılarak yeni ağırlıklar tespit edilir.



Şekil 5.1 : Radyolojik yol için Siddon algoritmasının blok diyagramı.

5.3 İkinci Aşama: Cebirsel Geri Çatım Tekniklerinin Uygulanması

Adım 1: İstenilen görüntü değerlerinin ortalamasından oluşan bir görüntü sisteme ilk tahmini görüntü olarak verilir.

Adım 2: Toplam ışın teorisine göre, ışın izleme algoritmasından elde edilen ağırlık parametresini kullanarak (eşitlik 4.15) ileri projeksiyon yöntemi uygulanır.

Adım 3: Eş zamanlı geri çatım tekniğiyle elde edilen düzeltme dizisi ile görüntünün yoğunluk değeri güncellenir.

$$\Delta X(i, j) = \frac{e(r, c)[LA(i, j) / d_r]}{\sum_{r, c} LA_{(r, c)}(i, j)} \quad (5.2)$$

Eşitlik 5.2’de r ve c sırasıyla ışın ve açı sırasını, $e(r, c)$ sinogramlar arası hata değerlerini, $LA(i, j)/d_r$ bir ışının bir piksel ile kesişiminin aynı ışının görüntü ızgarası ile kesişimine oranını ve $\sum_{r, c} LA_{(r, c)}(i, j)$ bir pikseli geçen tüm ışınların kesişim uzunluklarını ifade eder.

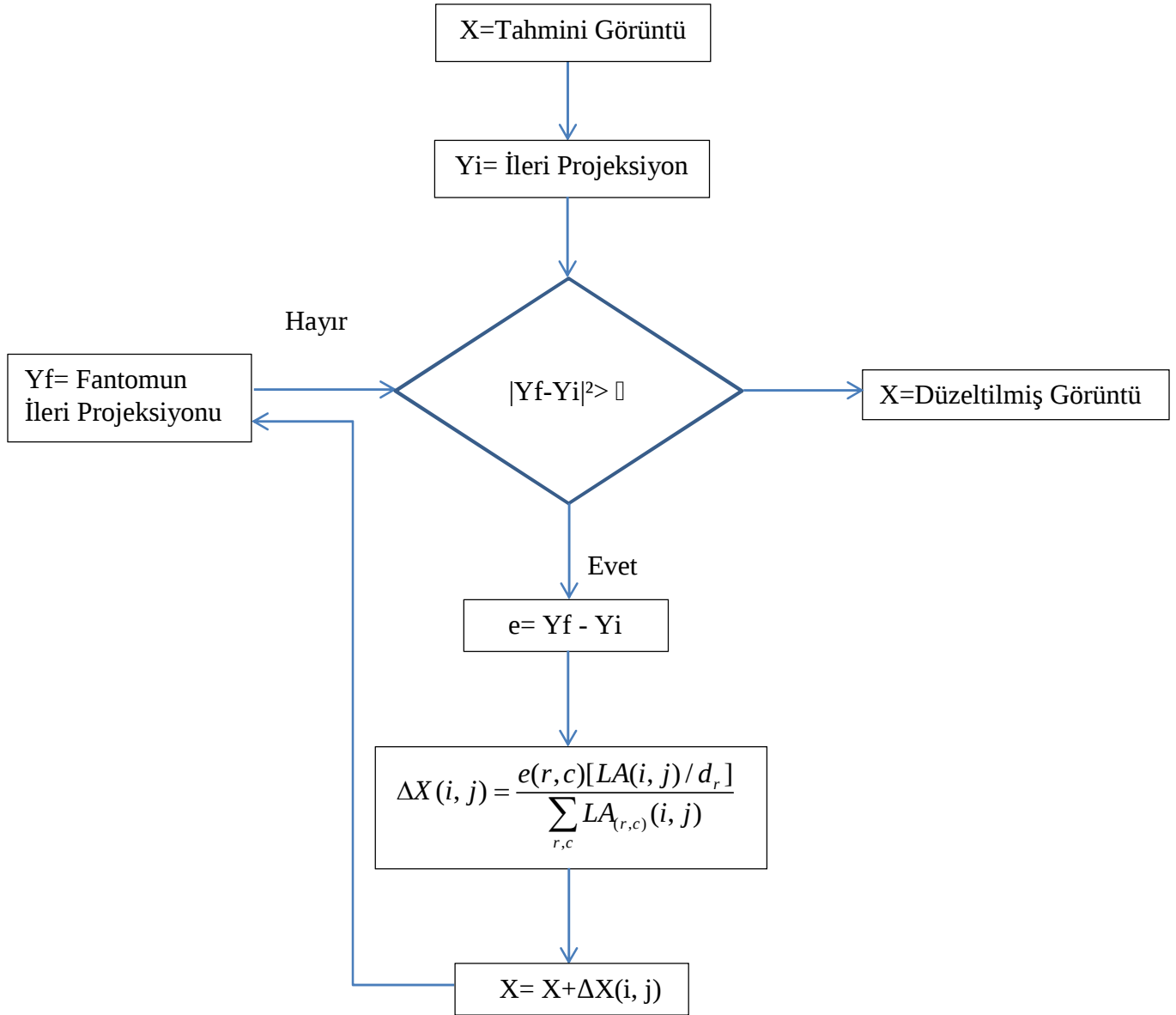
Adım 4: Güncellenen görüntünün doğruluğu iterasyon başında belirlenen durdurma kriteri ile kontrol edilir.

Adım 2 ve 4, istenilen yakınsama değeri elde edilene kadar yinelenir. İterasyonun nerede sonlanacağına karar veren durdurma kriteri (blok diyagramda belirtilen eşik değeri) fantomun ve kestirilen imgenin piksel değerleri arasındaki farkın toplam karesel hata (SSE) değeridir.

$$\frac{|SSE^{k+1} - SSE^k|}{SSE^k} > e \quad (5.3)$$

Eşitlik 5.3’teki SSE değeri ile belirlenen eşik değeri iterasyon başında belirlenen bir değer altına düştüğünde iterasyon sona erer.

Bu çalışmada CGT ve ECGT Şekil 5.2’deki akış diyagramı doğrultusunda uygulanmıştır.



Şekil 5.2 : Geri çätım teknikleri için akış diyagramı.

5.4 Üçüncü Aşama: Sonuçların Karşılaştırılması

Sonuçlar Shepp Logan fantomu ile elde edilmiştir [43]. Fantomlara gürültü eklemeyen hesaplamalar yapılmıştır. Algoritmalar MATLAB ortamında yazılmıştır. Shepp Logan fantomu 64x64'luk bir matriste ve 2 boyutlu olarak seçilmiştir.



Şekil 5.3 : Shepp Logan fantomu.

Cebirsel geri çatım tekniği ve eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniği ile elde edilen sonuçlar arasındaki kıyaslamalar farklı açı ve sabit projeksiyon, sabit açı ve farklı projeksiyonlardan oluşan görüntüler ile Ortalama Karesel Hatanın Karekökü (RMSE-Root Mean Square Error), Yapısal Benzerlik Ortalaması (MSSIM-Mean Structural Similarity) ve Kontrast Gürültü Oranı (CNR-Contrast to Noise Ratio) parametreleri baz alınarak gösterilmiştir.

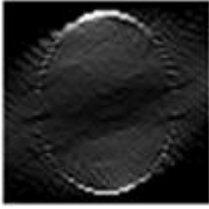
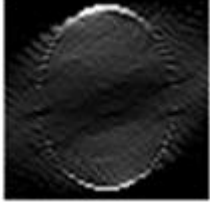
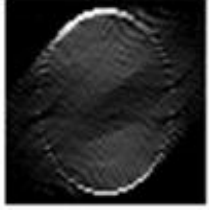
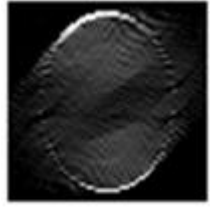
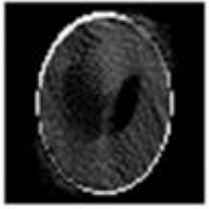
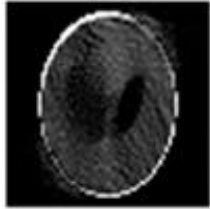
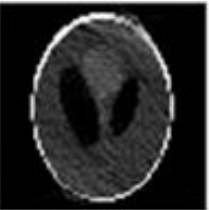
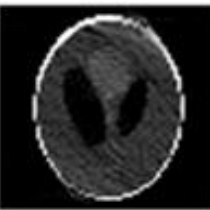
5.4.1 Farklı açı-sabit projeksiyon için sonuçların karşılaştırılması

Sabit projeksiyon sayısında farklı açı aralıklarına (30, 45, 90 120 ve 180 derecelerde) ait tarama 20 projeksiyon için elde edilen geri çatılmış görüntü sonuçları Çizelge 5.1’de verilmiştir.

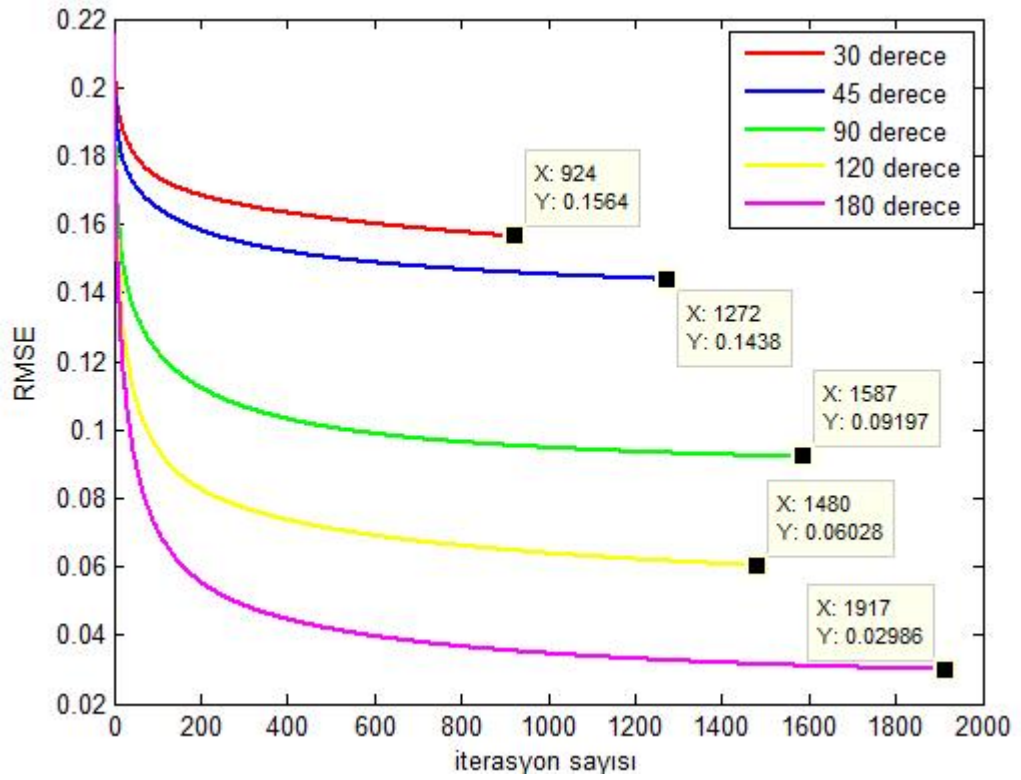
RMSE değeri, f_i orjinal görüntüden f_i^{ite} geri çatılmış görüntü çıkarılarak, elde edilen farkın karesinin ortalamasının karekökü alınarak hesaplanmaktadır. n , görüntüdeki toplam piksel sayısıdır.

$$RMSE = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (f_i - f_i^{ite})^2}{n}} \quad (5.4)$$

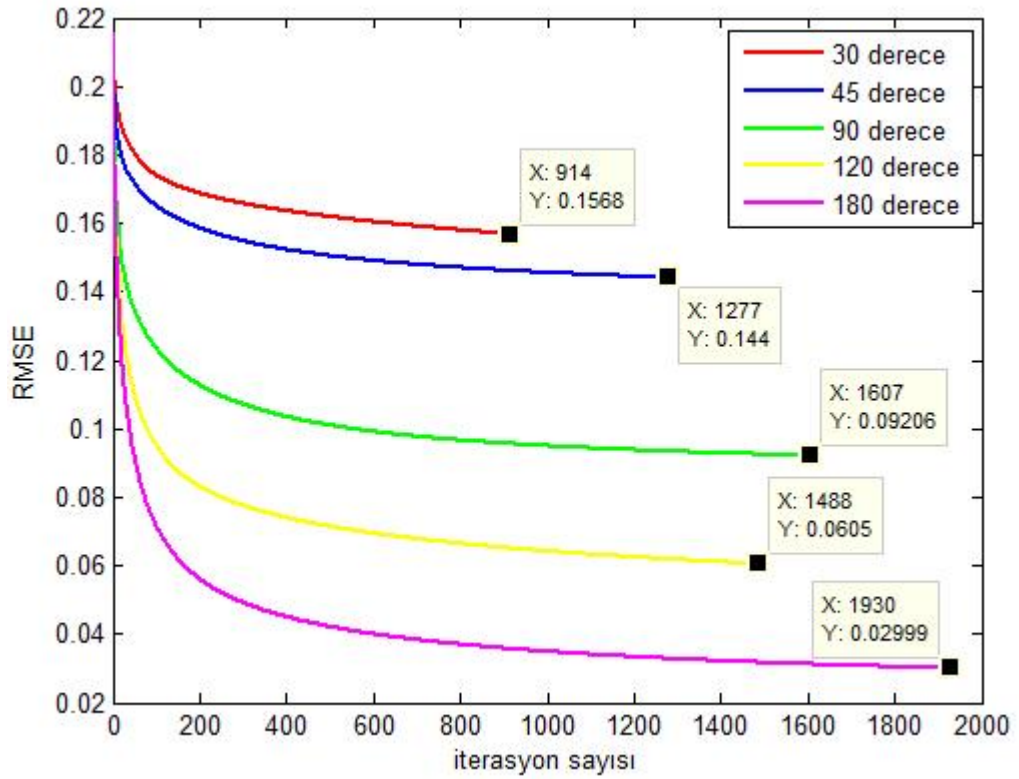
Çizelge 5.1 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için geri çatılan görüntü sonuçları.

Açı Değerleri	CGT	ECGT
30 derece	 RMSE=0,1564	 RMSE=0,1567
45 derece	 RMSE=0,1438	 RMSE=0,1440
90 derece	 RMSE=0,0919	 RMSE=0,0920
120 derece	 RMSE=0,0602	 RMSE=0,0604
180 derece	 RMSE=0,0298	 RMSE=0,0299

Cebirsel geri çatım tekniği ve eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniği algoritmaları ile elde edilen sonuçların 20 projeksiyon ve 30/45/90/120/180 dereceler için RMSE grafiğinin bir arada gösterimi, hangi açıda hangi iterasyonda sonlandığını analiz edebilmek açısından kolaylık sağlamaktadır. Şekil 5.4'te cebirsel geri çatım tekniği, Şekil 5.5'te eş zamanlı geri çatım tekniği için durdurma kriterine ulaşıncaya kadar ki iterasyon sayısı ve açı değerleri için sonuçlar yer almaktadır.



Şekil 5.4 : CGT ile farklı açı-20 projeksiyon için iterasyon sayısı ve RMSE.



Şekil 5.5 : ECGT için farklı açı-20 projeksiyon için iterasyon sayısı ve RMSE.

RMSE sonuçları incelendiğinde, projeksiyon sayısı sabit tutularak açı aralığı arttırıldığında RMSE değerinde azalma gözlemlenmektedir. Hatanın, açının arttırılması ile azalması, orjinal görüntüye yakın bir görüntü elde edildiğini anlamına gelmektedir.

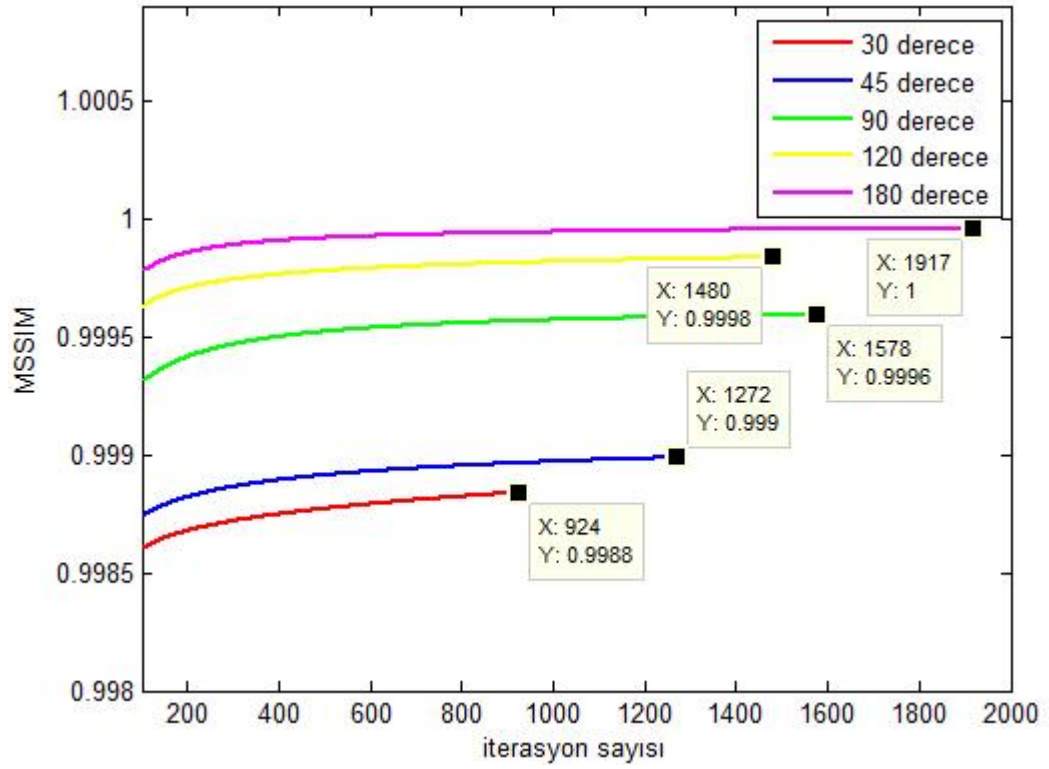
MSSIM parametresi ise orjinal görüntü ile geri çatılmış görüntü arasındaki yapısal benzerliği bulmak için kullanılan bir kıyaslama parametresidir. Görüntü kalitesini değerlendirmek için kullanılan geleneksel metriklere önerilen yeni bir yaklaşımdır. Yapısal benzerlik indeksinin, SSIM (Structural Similarity Index), elde edilip ortalamasının alınması esasına dayanmaktadır. Kıyaslama yapılacak iki görüntü için ortalama hesabı yapılır. Her görüntü için standart sapmalar hesaplanır. Kontrast ve parlaklık kıyaslaması yapılır. Ölçüm sistemi, parlaklık, kontrast ve yapı kıyaslamalarının kombinasyonunu içermektedir [46]. Mükemmel bir yapısal benzerlik var ise MSSIM değeri 1 olmalıdır. Çünkü aslında simetrik bir ölçümdür. Herhangi iki sinyalin bir benzerlik ölçümü olarak düşünülebilir. Sonuçların 1'e yakın bir değer vermesi, orijinal görüntü ile geriçatılan görüntü arasında yapı bakımından büyük bir örtüşme olduğunu göstermektedir.

$$MSSIM(X, Y) = \frac{1}{M} \sum_j^M SSIM(X_j, Y_j) \quad (5.5)$$

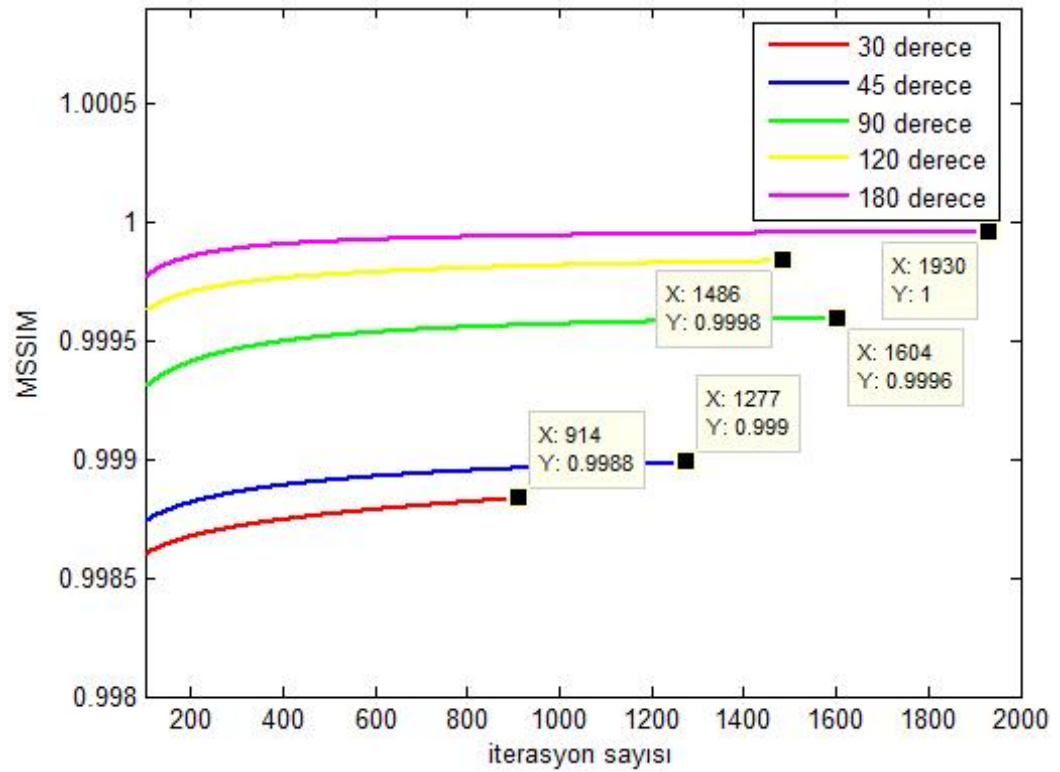
Burada X orjinal görüntü, Y ise geri çatılmış görüntüdür. X_j ve Y_j , j .lokal penceredeki görüntünün içeriğidir. M ise görüntüdeki lokal pencerelerin sayısıdır. Çizelge 5.2'de farklı açılarda projeksiyon sayısı sabit iken elde edilen MSSIM değerleri verilmektedir. Değerler arasında CGT ve ECGT yöntemi için çok küçük farklılıklar vardır ve aşağıdaki çizelgede yuvarlanmış hali mevcuttur.

Çizelge 5.2 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için MSSIM değerleri.

AÇI \ MSSIM	30 derece	45 derece	90 derece	120 derece	180 derece
CGT	0,998838	0,998987	0,999592	0,999834	0,999957
ECGT	0,998833	0,998985	0,999591	0,999833	0,999956



Şekil 5.6 : CGT ile farklı açı-sabit projeksiyon için MSSIM grafikleri.



Şekil 5.7 : ECGT ile farklı açı-sabit projeksiyon için MSSIM grafikleri.

Şekil 5.6 ve 5.7’de cebirsel ve eş zamanlı cebirsel tekniklerinin farklı açılarda-sabit projeksiyon altında MSSIM parametresi açısından Çizelge 5.2’de de görüldüğü gibi birbirine çok yakın sonuçlar verdiği gözlemlenmektedir. Bu açıdan yöntem büyük farklılıklar içermemektedir. Çünkü MSSIM görüntüler için yapısal kıyaslama yapmamızı sağlamaktadır. Her iki yöntem ile elde edilen geri çatılmış görüntülerin yapı bakımından birbirine benzemesi beklenen bir davranıştır.

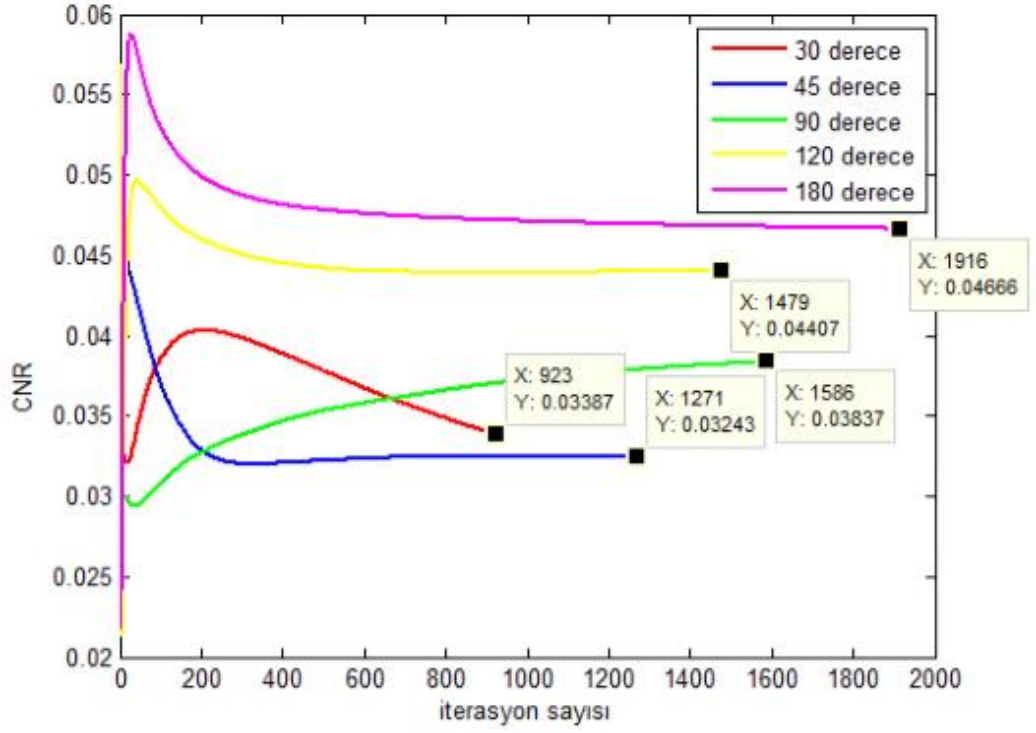
Kontrast gürültü oranı (CNR-Contrast to Noise Ratio) görüntü işleme uygulamalarında sıkça kullanılmaktadır. Burada f^{ite} , geri çatılan görüntünün ortalama değerinden f_{bg}^{ite} , geri çatılan görüntünün arka planının ortalama değerini çıkarıp, f_{bg}^{ite} , yine geri çatılan görüntünün arka plan değeri ile f_{bg} , orjinal görüntünün arka planı arasındaki farkın standart sapmasına bölümü ile elde edilmektedir. Çizelge 5.3’te farklı açılarda ve sabit projeksiyonda çekilen görüntülerin CNR sonuçları yer almaktadır.

$$CNR^{ite} = \frac{\mu(f^{ite}) - \mu(f_{bg}^{ite})}{\sigma(f_{bg}^{ite} - f_{bg})} \quad (5.6)$$

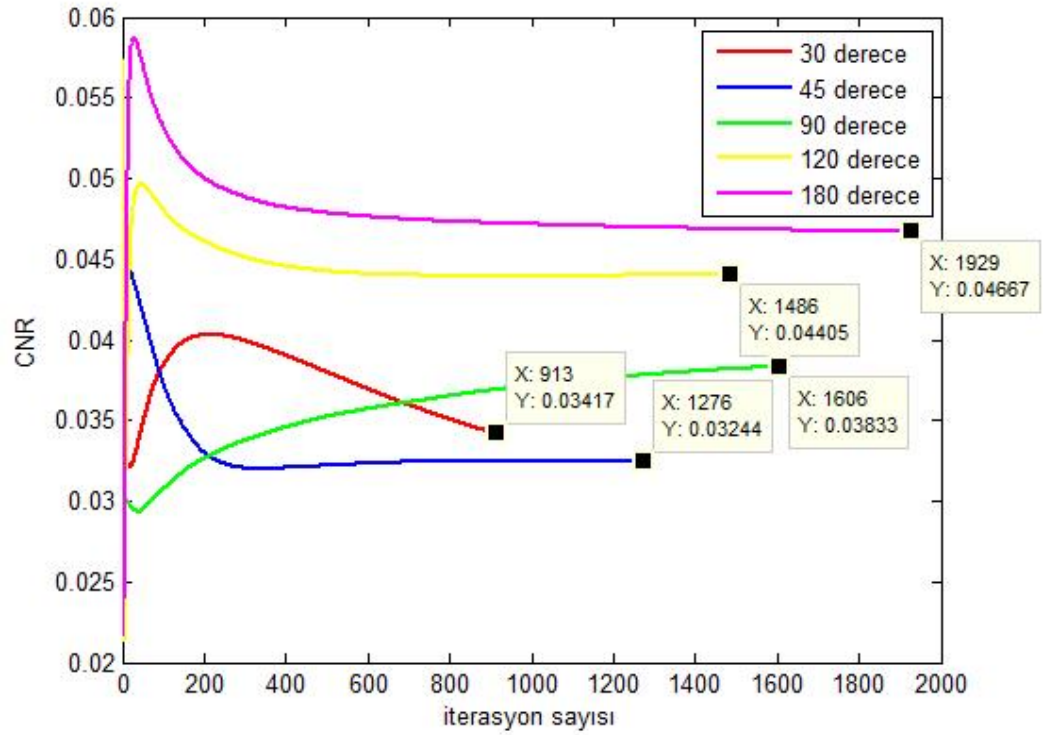
Çizelge 5.3 : Farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR değerleri.

AÇI CNR	30 derece	45 derece	90 derece	120 derece	180 derece
CGT	0,034	0,032	0,038	0,044	0,047
ECGT	0,034	0,032	0,038	0,044	0,047

Sonuçlara bakıldığında, açı aralığı arttıkça CNR değerinde de bir artış gözlemlenmektedir. Bu da sabit projeksiyon altında tarama açısının aralığı atırıldığı zaman kontrast gürültü oranının arttığını yani geri çatılan görüntünün orijinal görüntüye yaklaştığını göstermektedir.



Şekil 5.8 : CGT ile farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR grafiği.

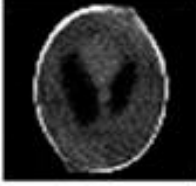
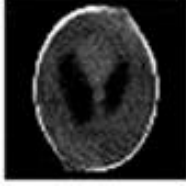
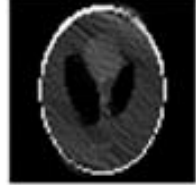
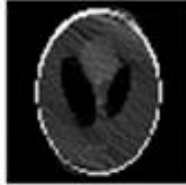
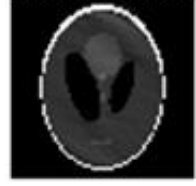


Şekil 5.9 : ECGT ile farklı açılarda 20 projeksiyon için CNR grafiği.

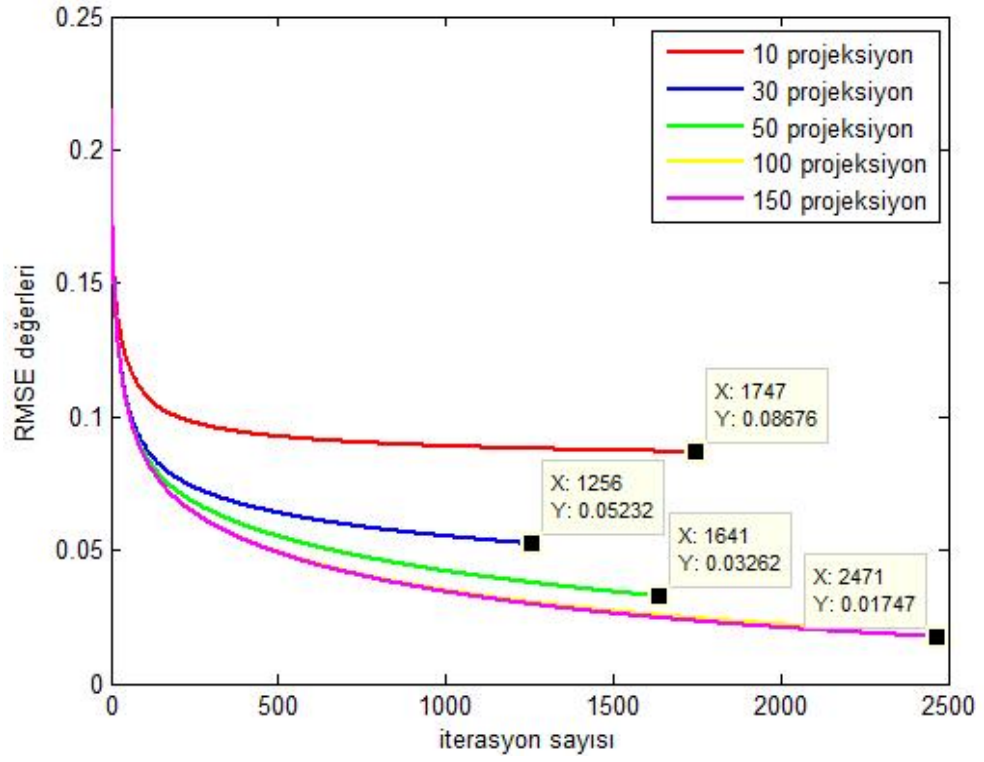
5.4.2 Sabit açı-farklı projeksiyon için sonuçların karşılaştırılması

Bir başka senaryo, açı aralığı sabitlenerek, örneğin 120 derecede farklı projeksiyonlar aldığımızda sonuçların RMSE, MSSIM ve CNR parametrelerinin değerlendirilmesidir. Çizelge 5.4'te geri çalışan görüntü sonuçları yer almaktadır.

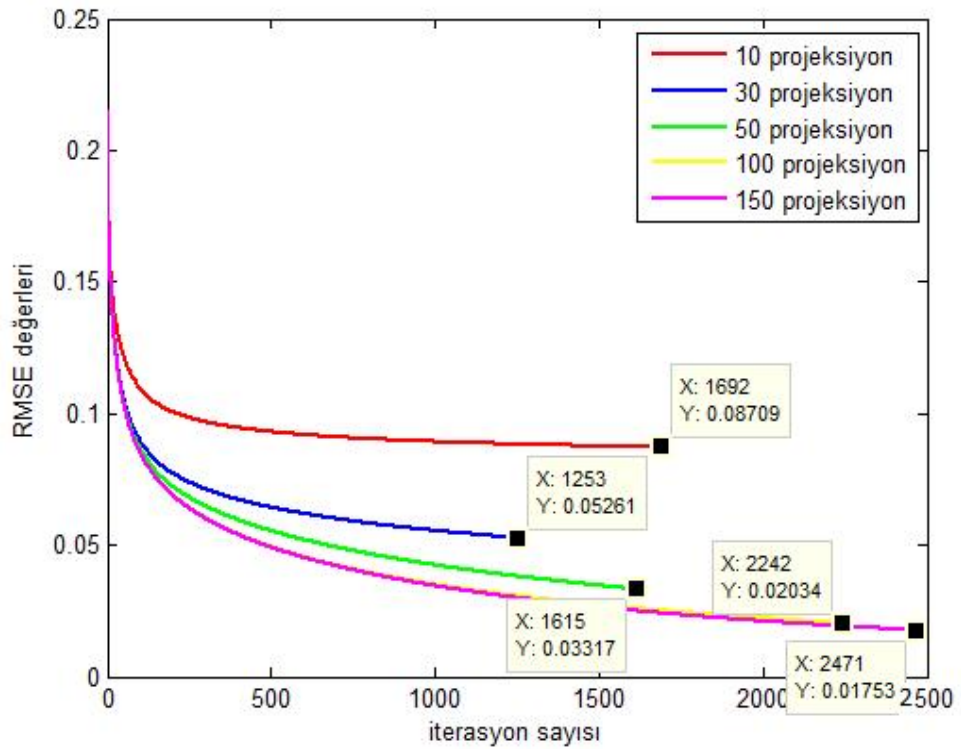
Çizelge 5.4 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için geri çatılan görüntü sonuçları.

Projeksiyon Değerleri	CGT	ECGT
10	 RMSE=0.0867	 RMSE=0,0870
30	 RMSE=0,0523	 RMSE=0,0526
50	 RMSE=0,0326	 RMSE=0,0330
100	 RMSE=0,0201	 RMSE=0,0203
150	 RMSE=0,0174	 RMSE=0,0175

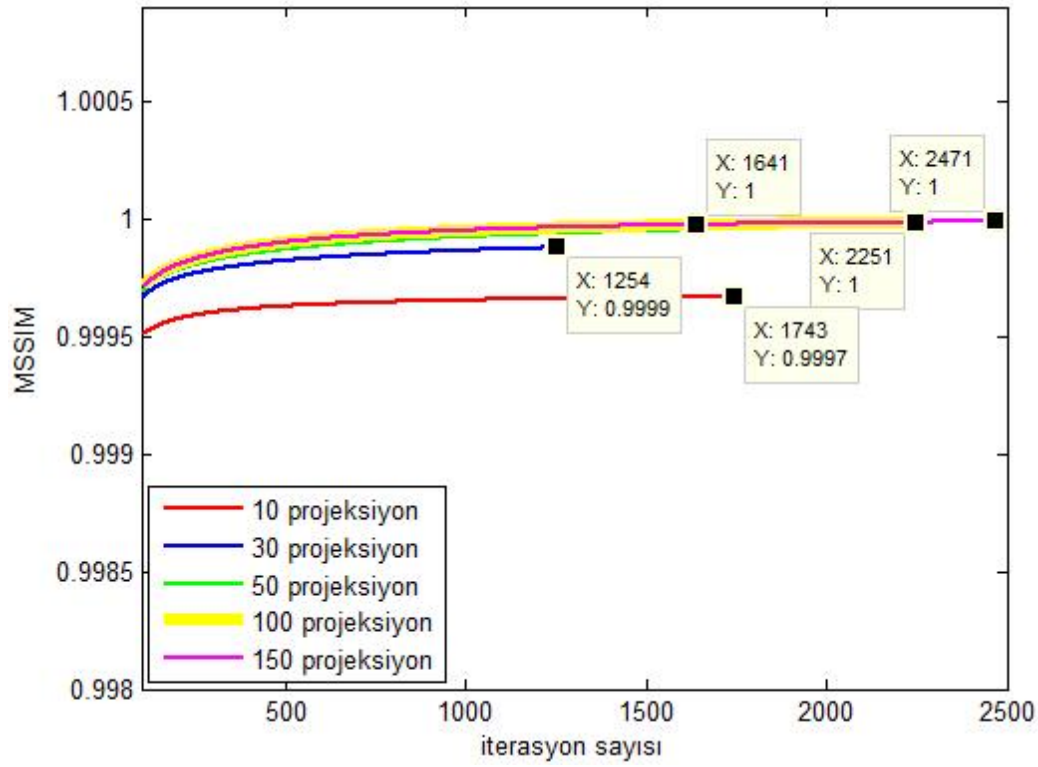
Çizelge 5.4'e bakıldığında sabit açı altında, projeksiyon sayısı artırıldığı zaman RMSE değerinde azalma gözlemlenmektedir. Bu bilgi, projeksiyon sayısının artması ile geri çatılan görüntünün orijinal görüntüye yaklaştığını, iki görüntü arasındaki hata oranının azaldığını göstermektedir. Şekil 5.10 ve 5.11'de sabit açı altında artan projeksiyon sayısı ile orantılı olarak RMSE değerindeki düşüş gözlemlenmektedir.



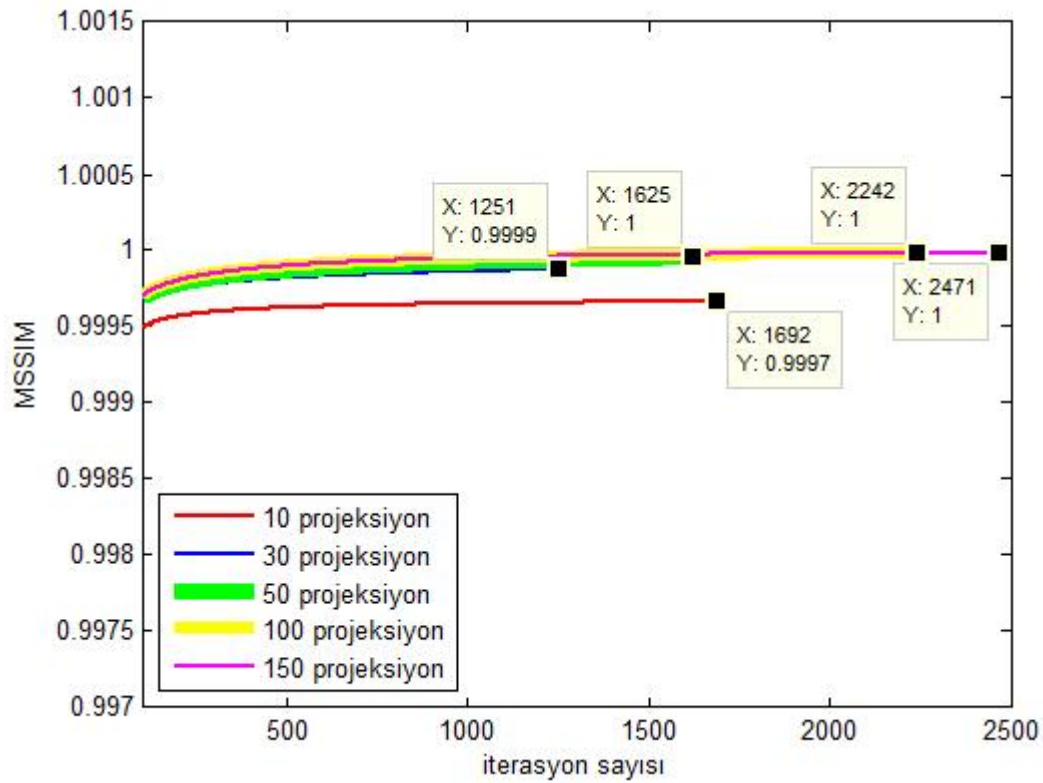
Şekil 5.10 : CGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için iterasyon sayısı ve RMSE.



Şekil 5.11 : ECGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için iterasyon sayısı ve RMSE.



Şekil 5.12 : CGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için MSSIM grafikleri.



Şekil 5.13 : ECGT ile 120°'de farklı projeksiyonlar için MSSIM grafikleri.

Çizelge 5.5 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için MSSIM değerleri.

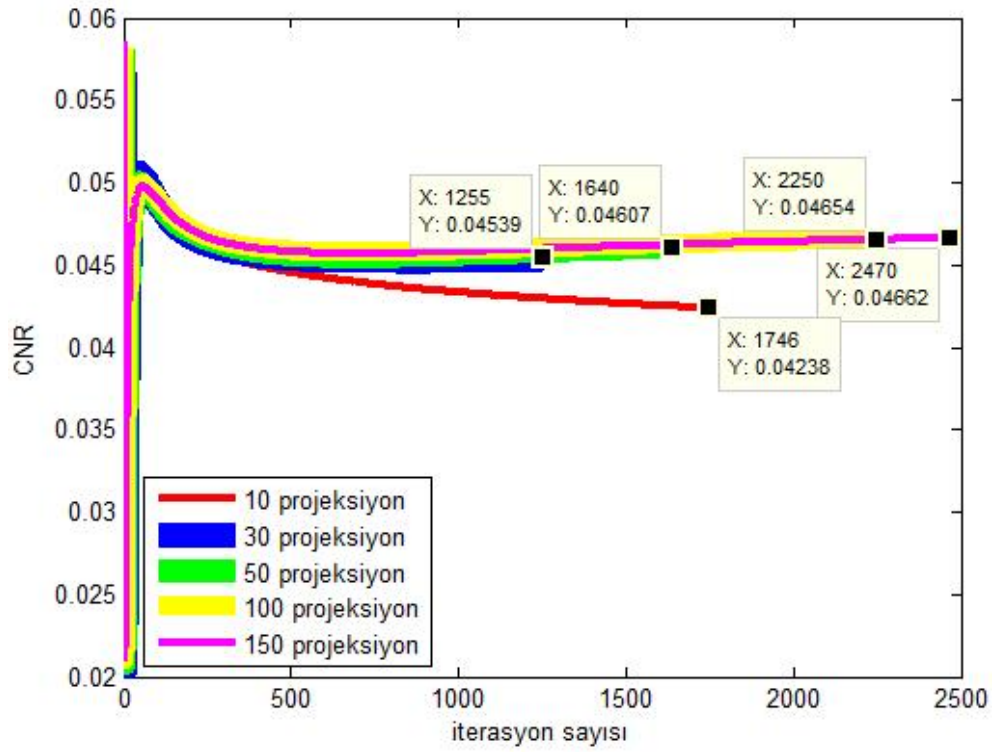
Projeksiyon MSSIM	10	30	50	100	150
	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon
CGT	0,999666	0,999876	0,999952	0,999982	0,999986
ECGT	0,999664	0,999875	0,999951	0,999981	0,999986

Çizelge 5.5'te yer alan MSSIM değerleri yuvarlanmış değerleridir. Örneğin 10 projeksiyon için CGT ile elde edilen MSSIM değeri 0,999666 iken 150 projeksiyonda bu değer 0,999886 olmaktadır. Aynı yaklaşım ECGT yönteminde 10 projeksiyon için MSSIM değeri 0,999664 iken 150 projeksiyonda bu değer 0,999886 olmaktadır. Bu sonuçlar, sabit açı aralığında alınan projeksiyon sayısı arttırılırsa, sonuçların yapısal benzerliğinin arttığını göstermektedir. Bu bilgi, geri çatılan görüntünün daha fazla projeksiyon sayısı altında orijinal görüntüye yakın sonuçlar verdiği anlamına gelir.

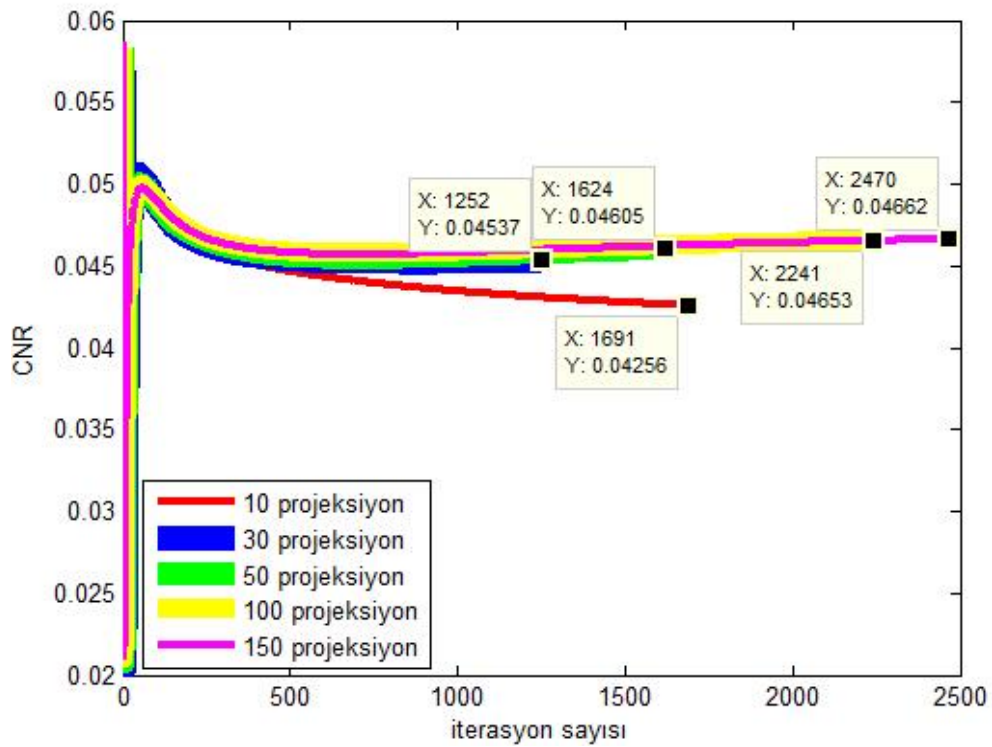
Şekil 5.14 ve 5.15'teki grafiklerde sabit açı altında alınan projeksiyon sayısı arttırıldığı zaman kontrast gürültü oranının da arttığı gözlemlenmektedir. Denklem 5.6'daki CNR hesabının açıklamasından da anlaşıldığı üzere, geri çatılan görüntünün orijinal görüntüye yaklaştığı, daha kaliteli bir görüntünün ortaya çıktığı görülmektedir.

Çizelge 5.6 : 120 derecede farklı projeksiyonlar için CNR değerleri.

Projeksiyon CNR	10	30	50	100	150
	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon	projeksiyon
CGT	0,042	0,045	0,046	0,046	0,047
ECGT	0,043	0,045	0,046	0,046	0,047



Şekil 5.14 : CGT için 120°'de farklı projeksiyonlarda CNR grafikleri.



Şekil 5.15 : ECGT için 120°'de farklı projeksiyonlarda CNR grafikleri.

Senaryolar karşılaştırıldığında, açı aralığı değiştirilerek projeksiyon sayısının sabitlenmesi ile sabit açı aralığında farklı projeksiyon sayıları ile geri çatım tekniklerinin uygulanması RMSE, MSSIM ve CNR bakımından çok büyük farklar yaratmamıştır. Örneğin aynı koşullarda CGT yönteminde ECGT'ye göre MSSIM değerlerinin daha büyük çıktığı gözlenmiştir. Bir diğer değerlendirme de sabit açı aralığında, örneğin burada olduğu gibi 120°'lik bir tarama açısında projeksiyon sayısı arttıkça daha yüksek MSSIM değerlerine ulaşılmasıdır. Çünkü çok küçük bir tarama açısı aralığında yeterli veri toplanamaktadır. Burada amaç tomosentezin sınırlı açı problemine çözüm getirmek olduğu için, en optimum açı aralığı ve projeksiyon sayısının belirlenmesi ve mümkün olan en az dozda en iyi görüntü sonuçlarının elde edilmesidir. Bir diğer önemli kistas ise cebirsel geri çatım tekniğinin mi eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniğinin mi daha hızlı sonuç verdiğidir. Değerler birbirine yakın çıkmaktadır fakat eş zamanlı cebirsel geri çatım tekniğinde CGT'deki gibi ışın ışın güncelleme yapılmadığı için daha hızlı iterasyon sonucu vermektedir. Çizelge 5.7'de algoritmaların iterasyon sayıları ve uygulanan senaryolar için iterasyon süresi yer almaktadır.

Çizelge 5.7 : CGT ile ECGT için iterasyon sayıları ve iterasyon süreleri.

		20 PROJEKSİYON					120 °				
		30°	45°	90°	120°	180°	10	30	50	100	150
CGT	İterasyon sayısı	924	1272	1587	1480	1917	1747	1256	1641	2251	2471
	İterasyon süresi	0,45 sn	0,46 sn	0,57 sn	0,61 sn	0,74 sn	0,38 sn	1,17 sn	1,50 sn	1,70 sn	2,08 sn
ECGT	İterasyon sayısı	914	1277	1607	1488	1930	1692	1253	1625	2242	2471
	İterasyon süresi	0,34 sn	0,39 sn	0,42 sn	0,54 sn	0,63 sn	0,22 sn	0,43 sn	0,77 sn	0,83 sn	1,03 sn

6. TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Meme kanseri nedeni ile ölümlerin azaltılmasında hastalığın erken teşhis edilmesi önemlidir. Memenin yapısı nedeniyle tümörün erken evrede algılanması sınırlanmaktadır. Tomosentez görüntüleme ilgili alana odaklanabilmesi ve düşük radyasyon dozu ile kaliteli görüntüler elde edebilmesiyle meme kanseri teşhisinde popüler olmuştur. Tomosentez ile görüntü elde etme uygulamalarında geri çatım yöntemleri kullanılmaktadır. Tezimde Siddon'un bilinen ışın izleme algoritması kullanılarak, iteratif yaklaşımla cebirsel geriçatım ve eş zamanlı cebirsel geri çatım teknikleri uygulanmış olup, sonuçlar RMSE, MSSIM, CNR parametreleri baz alınarak kıyaslanmıştır. Burada RMSE değerindeki azalma ve CNR değerindeki artma geri çatılan görüntünün kalitesinin iyileştiğini göstermektedir. MSSIM değeri orjinal görüntü ile geriçatılan görüntü arasındaki yapısal benzerliği ifade etmektedir. İterasyonların süresi cebirsel geri çatım tekniği ile çok farklı olmamakla beraber eş zamanlı geri çatım tekniğinin daha hızlı sonuç verdiğini göstermektedir. Öneri olarak, algoritmaların geliştirilmesi ve cebirsel geri çatım tekniğine ek olarak toplam değişimin en küçükleme gibi yöntemlerin uygulanması ile daha kaliteli, daha hızlı sonuçlar elde edilebilir. Aynı zamanda algoritmalar 3 boyutlu görüntüleme uygulamaları için genişletilmelidir.

KAYNAKLAR

- [1] **Url-1** <http://memesagligi.dergisi.org/pdf/pdf_MSD_127.pdf>, alındığı tarih 12.08.2013.
- [2] **Siddon, Robert L.** (1984). Fast Calculation of the exact radiological path for a three-dimensional CT array. Department of Radiation Therapy and Joint Center for Radiation Therapy, Harvard Medical School, Boston, Massachusetts. 02115.
- [3] **Yılmaz, H. H., Yazıhan, N., Tunca, D., Sevinç A., Olcayto, E. Ö., Özgül, N. ve Tuncer, M.** (2010). Cancer Trends and Incidence and Mortality Patterns in Turkey, Japanese Journal of Clinical Oncology Advance Access, pp. 1-6.
- [4] **World Health Organization**, (2004). Health statistics and health information systems. Disease and injury regional estimates for 2004.
- [5] **The Ministry of Health of Turkey**, (2010). Health Statistics Yearbook, pp. 28.
- [6] **Somunoğlu, S.** (2009). Meme Kanseri: Belirtileri ve Erken Tanıda Kullanılan Taram Yöntemleri. Fırat Sağlık Hizmetleri Dergisi, Cilt 4, Sayı:10
- [7] **Heddson, B., Rönnow, K., Olsson, M., Miller, D.** (2007). Digital versus screen-film mammography: A retrospective comparison in a population-based screening program. European Journal of Radiology, pp. 420-425.
- [8] **Gold, R. H., Basset, L. W., Widoff, B. E.** (1990). Highlights of the history of mammography. Radiographics, pp. 1111-1130.
- [9] **Steen, A. V., Tiggelen, R. V.** (2007). Short history of mammography: A belgian perspective. JBR-BTR, pp. 151-153.
- [10] **World Health Organization**, (2004). Health statistics and health information systems. Disease and injury regional estimates for 2004.
- [11] **Hambly, N. M., McNicholas, M. M., Phelan, N., Hargaden, G. C., O'Doherty, A., Flanagan, F. L.** (2009). Comparison of Digital Mammography and Screen-Film Mammography in Breast Cancer Screening: Review in the Irish Breast Screening Program. AJR; 193:1010-1018.
- [12] **Hendrick, R. E., Pisano, E. D., Averbukh, A., Moran, C., Berns, E. A., Yaffle, M. J., Herman, B., Acharyya, S., Gatsonis, C.** (2010). Comparison of Acquisition Parameters and Breast Dose in Digital Mammography and Screen-Film Mammography in the American College of Radiology Imaging Network Digital Mammographic Imaging Screening Trial. AJR; 194:362-369.
- [13] **Mitsutomi, I., Hiroko, T. S., Mari, K., Yukihiya, S., Sonoe, H.** (2009). Comparison of reading time between screen-film mammography and soft-copied, full-field digital mammography. Breast Cancer 16:58-61.

- [14] **Pisano, E. D., Gatsonis, C., Hendrick, E., Yaffe, M., Baum J. K., Acharyya, S., Conant, E. F., Fajardo, L. L., Bassett, L., D’Orsi, C., Jong, R., Rebner, M.** (2005). Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening. *The New England Journal of Medicine*, October, pp. 1773-1783.
- [15] **Pisano, E. D., Yaffe M. J., Hemminger B. M., et al.** Current Status of full-field digital mammography. *Acad Radiol* 2000;7:266-80.
- [16] **T.C Milli Eğitim Bakanlığı,** Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, X ışınli Görüntüleyici Kurulumu, Mesleki Eğitim ve Öğretim Sisteminin Güçlendirilmesi Projesi, Ankara, 2008.
- [17] **Highnam, R., Brady, M.** (1999). *Mammographic Image Analysis*. Kluwer Academic Publishers, pp. 31-34.
- [18] **Elmore, J. G., Armstrong, K., Lehman, C. D., Fletcher, S. W.** (2005). Screening for Breast Cancer. *JAMA*, March 9, Vol 293, No. 10 pp. 1245.
- [19] **Nees, A. V.** (2008). Digital Mammography: Are There Advantages in Screening for Breast Cancer. *Acad Radiol*, pp. 401-407.
- [20] **Büyüktanır, A.** (2010). *Ultrases (Ultrasound). (yüksek lisans tezi)*. Adres: <http://w3.gazi.edu.tr/~mkaradag/tezler/aysunbuyuktanir.pdf>
- [21] **Rafferty, A. E.** (2006). Breast Tomosynthesis. *Seminars in Breast Disease*. Vol 9, Issue 3, pp. 111-118.
- [22] **Lewin, J. M. ve Niklason. L.** (2007). Advanced Application of Digital Mammography: Tomosynthesis and Contrast – Enhanced Digital Mammography. *Seminars in Roentgenology*, pp. 243-244.
- [23] **Badea, C., Kolitsi, Z., Pallikarakis, N.** (2001). A 3D imaging system for in-theatre orthopedic applications based on Digital Tomosynthesis. *International Congress Series*, pp. 1209-1210.
- [24] **Dobbins, J. T. ve Godfrey, D. J.** (2003). Digital Tomosynthesis: Current state of art and clinical potential. *Physics in Medicine and Biology*, pp. R65-R106.
- [25] **Reiser, I., Nishikawa, R. M., Gieger, M. L., Wu, T., Rafferty, E. A. ve Kopans, D. B.** (2006). Computerized mass detection for digital breast tomosynthesis directly from projection images. *Med. Phys.*, 33: 482-491.
- [26] **Groenhuis, R. J. A., Webber, R. L., ve Ruttiman, U. E.** (1983). Computerized tomosynthesis of dental tissues. *Oral Surg.*, 56: 206-214.
- [27] **Cho, M. K., Youn, H., Jang, S., Kim, H. K.** (2012). Cone – beam digital tomosynthesis for thin slab objects. *NT&E International*, 47: 171-176.
- [28] **Velikina, J., Leng, S. ve Chen, G. H.** (2007). Limited view angle tomographic image reconstruction via total variation minimization. *Proc. SPIE Medical Imaging*, 6510 (71).
- [29] **Rantala, M., Vanska, S., Jarvenpaa, S., Kalke, M., Lassas, M., Molberg, J. Ve Siltanen, S.** (2006). Wavelet-Based Reconstruction for Limited-Angle X ray Tomography, *IEEE Trans. On Medical Imaging*, Vol: 25 No:2.

- [30] **Li, B., Avinasha, G. B., Uppaluria, R., Eberhardb, J. W., Clausb, B. E. H.** (2004). The impact of acquisition angular range on the z-resolution of radiographic tomosynthesis, International Congress Series, pp. 13-18.
- [31] **Gennaro, G., Toledano, A., Maggio, di C., Baldan, E., Bezzon, E., La Grassa, M., Pescarini, L., Polico, I., Prioiatti, A., Toffoli, A., Muzzio, P. C.** (2010). Digital breast tomosynthesis versus digital mammography: a clinical performance study. Eur Radiol. pp. 1545-1553.
- [32] **Grant, D. G.** (1972). Tomosynthesis: A three dimensional radiographic image technique, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-19 No.1, pp. 20-22.
- [33] **Shimao, D., Ichihara, S., Sugiyama, H., ve Ando, H.** (2009). Radial Digital Breast Tomosynthesis Using a Shift-and-Add Algorithm. IFMBE Proceedings Vol.25/11, pp. 862-865.
- [34] **Muller, K.** (1998). Fast and Accurate Three Dimensional Reconstruction from Cone-Beam Projection Data Using Algebraic Reconstruction Methods, PhD Thesis, School of The Ohio State University, Ohio-USA.
- [35] **Gordon, R., Bender, R., Herman, G. T.** (1970). Algebraic reconstruction techniques (ART) for three dimensional electron microscopy and X ray photography, J. Theoretical Biology, vol. 29, pp. 471-480.
- [36] **Herman, G.** (1980). Image Reconstruction from Projections, Academic Press, Orlando.
- [37] **Nett, B., Tang, J., Leng, S. ve Chen, G. H.** (2008). Tomosynthesis via total variation minimization reconstruction and prior image constrained compressed sensing (PICCS) on a C-arm system, Proc. SPIE, 6913.
- [38] **Hansen, P. C. ve Saxild-Hansen, M.** (2012). A MAT-LAB package of algebraic iterative reconstruction methods, Journal of Computational and Applied Mathematics, Vol., 236, Issue 8, pp. 2167-2178.
- [39] **Tüzün, S., Yıldırım, İ., Kamaşak, M., Akan, A.** (2012). Tomosentez için İki Boyutlu İmge Geri-Çatımı, Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi.
- [40] **Kak, A. C., Slaney, M.** (1988). Principles of Computerized Tomographic Imaging. IEEE Press. Bölüm 7.
- [41] **Tessa, V. H., Sarah, W., Maggie, G., Joost, B. K., Jan, S.** (2007). The implementation of iterative reconstruction algorithms in MATLAB. Yüksek Lisans Tezi, Endüstriyel Bilim ve Teknolojileri Bölümü, Antrep Üniversitesi, Belçika.
- [42] **Anderson, A. H. ve Kak, A. C.** (1984). Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART) : A superior implementation of the ART algorithm. Ultrasonic Imaging, Vol. 6(1), pp. 81-94.
- [43] **Shepp, L. ve Logan, B. F.** (1974). **The Fourier Reconstruction of Head Section, IEEE Transaction on Nucleer Science, Vol.21, Issue: 3. R. J. ve See, L.** (1998). Neural Network vs. ARMA Modelling: Constructing Benchmark Case Studies of River Flow Prediction.
- [44] **Url2** <<http://www.kanser.gov.tr/index.php/>>, alındığı tarih 10.08.2013.

- [45] **Url-3** <<http://www.memesagligi.com/ultrasonografi>>, alındığı tarih 12.09.2013.
- [46] **Wang, Z., Bovik A. C., Sheik H. R., Simoncelli, E. P.** (2004). Image Quality Assesment: From Error Visibility to Structural Similarity. IEEE Transaction on Image Processing, Vol 13, No.4.
- [47] **Bliznakova, K., Bliznakov, Z., Buliev, I.** (2012). Comparison of Algorithms for out-of-plane artifacts removal in digital tomosynthesis reconstructions. Volume 107, Issue 1, pp. 75-83.
- [48] **Ertas, M., Yıldırım, İ., Kamaşak, M. E., Akan, A.** (2012). 3-B Tomosentez Görüntülemeye Cebirsel Geriçatma Yöntemi ile Toplam Değişintinin Kullanımı. Tıp Teknolojileri Ulusal Kongresi.

ÖZGEÇMİŞ

VESİKALIK
FOTO

Ad Soyad: Nur ŞENER
Doğum Yeri ve Tarihi: Ordu/08.01.1986
Adres: İstanbul/Türkiye
E-Posta: nrsener@gmail.com

Lisans: Erciyes Üniversitesi, Elektrik Elektronik Mühendisliği, Kayseri.

Yüksek Lisans: İstanbul Teknik Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği, İstanbul.

Mesleki Deneyim ve Ödüller:

Huawei Telecommunications Tech., Assistant Software Test Engineer, 2012-

Maltepe Üniversitesi, Araştırma Görevlisi, 2009-2012